



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE SPÁNKOVÉ APNOE

SLEEP APNEA DETECTION

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. MATĚJ HASTÍK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. MARINA RONZHINA

BRNO 2015



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Matěj Hastík

ID: 136472

Ročník: 2

Akademický rok: 2014/2015

NÁZEV TÉMATU:

Detekce spánkové apnoe

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s metodami pro analýzu polysomnografických dat u pacientů se spánkovou apnoí. 2) Seznamte se s databází signálů dostupných na ÚBMI. Na základě literární rešerše navrhnete jednoduchý postup pro detekci apnoe za použití jenom jednoho typu signálu. 3) Realizujte a otestujte vybranou metodu detekce na reálných datech. 4) Navrhnete a realizujte detekci za použití několika různých signálů pacienta. Jako základ použijte původní postup. 5) Otestujte detektor na dostupných záznamech a proveďte hodnocení úspěšnosti detekce. 6) Porovnejte dosažené výsledky s dostupnými údaji z literatury. Dosažené výsledky diskutujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] SÖRNMO, Leif a Pablo LAGUNA. Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications. Academic Press, 2005, 688 s. ISBN 978-0-12-437552-9.
[2] XIE, Baile a Hlaing MINN. Real-time sleep apnea detection by classifier combination. IEEE Transactions on information technology in biomedicine, 2012. Vol. 16: 469-477.

Termín zadání: 9.2.2015

Termín odevzdání: 22.5.2015

Vedoucí práce: Ing. Marina Ronzhina

Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá podrobným popisem spánkové apnoe a metodami její detekce. První část práce je zaměřena na fyziologii spánku, samotnou spánkovou apnoe, její rozdělení, příznaky, rizikové faktory a léčbu. Další část práce se zabývá polysomnografickým vyšetřením a metodami pro analýzu polysomnografických dat. Poslední část je věnována návrhu postupu pro detekci spánkové apnoe při použití pouze jednoho druhu signálu a při použití více druhů signálů, realizaci těchto návrhů, jejich otestování na reálných datech, hodnocení úspěšnosti detekce a porovnání dosažených výsledků s údaji dostupnými z literatury.

KLÍČOVÁ SLOVA

Spánková apnoe, detekce, polysomnografie, Matlab

ABSTRACT

This master's thesis deals with a detailed description of sleep apnea and methods of detection of sleep apnea. The first part of the work is focused on the physiology of sleep, sleep apnea itself, its distribution, symptoms, risk factors and treatment. The next part of the work deals with polysomnographic examination and methods for analysis of polysomnographic data. The last part is devoted to the procedure design for detecting sleep apnea by using only one kind of signal and by using more kinds of signals, implementation of these proposals, their testing on real data, evaluating the detection performance and comparing the results with data available in the literature.

KEYWORDS

Sleep apnea, detection, polysomnography, Matlab

HASTÍK, M. *Detekce spánkové apnoe*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 55 s.

Vedoucí diplomové práce Ing. Marina Ronzhina

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Detekce spánkové apnoe jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 22. května 2015

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucí diplomové práce Ing. Marině Ronzhině za svědomité vedení, ochotu, věcné návrhy, nápady a pevnou ruku při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 22. května 2015

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	4
Seznam tabulek	5
Úvod	6
1 Teoretický úvod	8
1.1 Dýchání	8
1.2 Fyziologie spánku	8
1.3 Spánková apnoe	10
1.3.1 Obstrukční spánková apnoe	10
1.3.2 Centrální spánková apnoe	12
1.3.3 Symptomy a komplikace spánkové apnoe	12
1.3.4 Rizikové faktory	13
1.3.5 Léčba	14
1.4 Polysomnografické vyšetření	16
1.4.1 Elektroencefalogram	19
1.4.2 Elektrookulogram	19
1.4.3 Elektromyogram svalů brady	20
1.4.4 Záznam dechu (flow)	20
1.4.5 Dýchací úsilí	21
1.4.6 Saturace hemoglobinu kyslíkem	21
1.4.7 Elektrokardiogram	22
1.4.8 Dýchací zvuky	22
1.4.9 Poloha trupu	22
1.4.10 Elektromyografie svalů bérce	23
1.4.11 Obrazový záznam	23
1.5 Limitovaná polysomnografie	23
2 Metody pro hodnocení a analýzu polysomnografických dat	25
2.1 Hodnocení polysomnografického záznamu	25
2.1.1 Bdělost	25

2.1.2	Spánek 1 NREM	25
2.1.3	Spánek 2 NREM	26
2.1.4	Spánek 3 NREM	26
2.1.5	Spánek REM	26
2.2	Informace z polysomnografického vyšetření.....	27
3	Detekce spánkové apnoe z polysomnografických dat	29
3.1	Detekce pomocí analýzy dýchání	29
3.2	Detekce pomocí analýzy HRV	30
3.3	Detekce pomocí analýzy hlasu	32
3.4	Detekce pomocí poklesu saturace hemoglobinu kyslíkem	32
3.5	Detekce pomocí analýzy EEG záznamu	32
3.6	Detekce pomocí sledování dýchacího úsilí.....	33
3.7	Detekce pomocí analýzy očních pohybů z EOG záznamu	34
3.8	Detekce pomocí analýzy svalové aktivity z EMG záznamu.....	34
4	Realizace zvolených metod detekce a výsledky	36
4.1	Databáze.....	36
4.2	Detekce s konstantní prahovou hodnotou za použití jednoho typu signálu	36
4.3	Detekce s adaptivním prahováním za použití několika různých typů signálů	38
	Závěr	51
	Seznam literatury	52
	Seznam zkratk a symbolů	54

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1. Příklad hypnogramu dvou nemocných s těžkou OSA	10
Obrázek 2. CPAP	14
Obrázek 3. Princip CPAP	15
Obrázek 4. CPAP při každodenním domácím použití	15
Obrázek 5. Pacient při polysomnografickém vyšetření	17
Obrázek 6. Výstup z polysomnografického vyšetření	18
Obrázek 7. Rozložení elektrod na hlavě	19
Obrázek 8. Kyslíkové brýle	21
Obrázek 9. EKG svody	22
Obrázek 10. Spojování sousedních intervalů při stejném stupni redukce	30
Obrázek 11. RR interval	31
Obrázek 12. QRS komplex v EKG záznamu	31
Obrázek 13. Příklad EEG záznamu s jednotlivými vlnami- alfa, beta, theta a delta	33
Obrázek 14. EMG signál	35
Obrázek 16. Výsledky detekce na reálných datech	37
Obrázek 17. Výsledky detekce na reálných datech	38
Obrázek 18. Výsledky detekce na reálných datech	39
Obrázek 19. Výsledky detekce skupiny 1	41
Obrázek 20. Výsledky detekce skupiny 2	42
Obrázek 21. Výsledky detekce skupiny 3	43
Obrázek 22. Výsledky detekce skupiny 4	44
Obrázek 23. Výsledky detekce skupiny 5	45
Obrázek 24. Výsledky detekce skupiny 6	46
Obrázek 25. Výsledky detekce skupiny 7	47
Obrázek 26. Výsledky detekce skupiny 8	48
Obrázek 27. Výsledky detekce skupiny 9	49
Obrázek 28. Výsledky detekce skupiny 10	49

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. Orientační procentuální zastoupení jednotlivých spánkových stádií	9
Tabulka 2. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 1	42
Tabulka 3. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 2	42
Tabulka 4. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 3	43
Tabulka 5. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 4	44
Tabulka 6. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 5	45
Tabulka 7. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 6	46
Tabulka 8. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 7	47
Tabulka 9. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 8	48
Tabulka 10. Celková úspěšnost detekce	50

ÚVOD

Spánek již od dávných dob fascinoval vědce, umělce, filozofy a spisovatele svým průběhem, účelem a celkovým významem. Po dlouhou dobu byl brán jako jev blízký „bezesné“ smrti. Avšak k jeho bližšímu pochopení došlo až v roce 1928, kdy byly položeny základy elektroencefalografie a poprvé popsány odlišné rytmy bdělosti a spánku.

Dalším milníkem ve vývoji studia spánku a s ním spojených onemocnění (rok 1957) bylo objevení REM (rapid eye movement) a NREM (non-REM) fází spánku. S objevem REM spánku nastal masivní rozvoj výzkumu spánku a spánkové medicíny v druhé polovině dvacátého století. Došlo k širokému rozpracování metodiky registrace spánku – polysomnografii (která je v dnešní době považována za zlatý standard v diagnostice poruch spánku a bdění) – a byla vytvořena kritéria hodnocení jednotlivých spánkových stádií charakterizující noční záznam, takzvaný hypnogram.

Postupně také vznikala kritéria a definice jednotlivých poruch spánku, bdění a onemocnění. Objevují se popisy narkolepsie, abnormálních pohybů ve spánku a hlavně popisy syndromu spánkové apnoe, kterým se budeme převážně zabývat.

K rozvoji diagnostiky syndromu spánkové apnoe dochází ve světě v masivním měřítku v sedmdesátých letech, kdy jsou objeveny jeho závažné komplikace – obzvláště pak komplikace v podobě postižení kardiovaskulárního systému.

Zlom však nastal v roce 1981, kdy dochází k objevení techniky, která zajišťuje trvalý přetlak v horních cestách dýchacích a zabraňuje tak vzniku apnotických pauz. S objevem této techniky dochází ke konstrukci prvních přístrojů, které zamezují projevům spánkové apnoe a odbourávají vznik apnotických pauz.

80. a 90. léta se nesou ve znamení experimentálních výzkumů a hlubšího prozkoumání poruch spánku. Jsou vytvořeny animální modely, díky kterým dochází k objasnění patogeneze onemocnění spánku. Je také vynalezeno mnoho nových léků (farmaceutický průmysl je v této době v bouřlivém rozmachu), které mají za úkol zmírnit příznaky spánkových onemocnění, či je úplně odstranit.

V roce 2001 je založena Česká společnost pro výzkum spánku a spánkovou medicínu, která se v roce 2004 stává garantem Evropské společnosti pro výzkum spánku a získává si renomé i za hranicemi našeho státu.

V dnešní době je v popředí zájmu efektivní léčba s co nejmenšími vedlejšími účinky, co nejpřesnější klinická diagnostika a co nejpřesnější určení dopadů poruch spánku na lidské zdraví. V naší republice vzniká mnoho center pro monitorování poruch spánku

a bdění, která jsou v dnešní hektické a uspěchané době, kdy je pro mnohé klidný a plnohodnotný spánek pouze vzdáleným snem, hojně využívána. Nespavost, zkrácená doba spánku či jeho nedostatečná kvalita mají negativní vliv na kardiovaskulární systém, náladu, metabolické pochody, psychiku a na celkovou „pohodu“ každého z nás [14].

Cílem této práce je širší popsání spánkové apnoe, metod pro analýzu polysomnografických dat a návrh algoritmu pro detekci spánkové apnoe při použití jen jednoho druhu signálu a následně při použití více druhů signálů v programovacím prostředí Matlab, jejich otestování na reálných datech, hodnocení úspěšnosti detekce a porovnání dosažených výsledků s údaji dostupnými z literatury s následujícím rozložením.

V první kapitole si stručně popíšeme úlohu dýchání a její souvislost se spánkovou apnoe a fyziologií spánku. Následuje popis samotné spánkové apnoe, její klasifikace, příznaky, rizikové faktory a léčba. V poslední části této kapitoly se podíváme na polysomnografické vyšetření, které se v praxi používá pro detekci a klasifikaci spánkové apnoe.

V další kapitole se budeme zabývat jednotlivými metodami a způsoby pro analýzu dat z polysomnografického vyšetření. Popíšeme si jednotlivé metody a nahlédneme také do příkladů z odborné praxe.

Třetí kapitola je věnována návrhu jednoduchého postupu a algoritmu, který bude sloužit pro detekci spánkové apnoe z reálných dat (za použití pouze jednoho druhu signálu).

Čtvrtá, poslední kapitola obsahuje návrh a realizaci metod pro detekci spánkové apnoe za použití více druhů signálů (signálů z více svodů z polysomnografického záznamu), jejich otestování na reálných datech, zhodnocení jejich úspěšnosti detekce a porovnání úspěšnosti detekce těchto metod s údaji dostupnými z použité literatury.

1 TEORETICKÝ ÚVOD

1.1 Dýchání

Než si detailně popíšeme spánkovou apnoe, měli bychom se alespoň okrajově zmínit o plicích a úloze dýchání v lidském těle, která se spánkovou apnoe úzce souvisí.

Plíce jsou párový orgán v dutině hrudní, mají houbovitou konzistenci, přibližně trojúhelníkový tvar, jsou pokryty poplicnicí a skládají se z:

- **tenkostěnných váčků,**
- **plicních sklípků,**
- **alveol,**
- **krevních kapilár.**

Dýchání patří k nejzákladnějším funkcím lidského těla a jeho poruchy mohou vést k závažným zdravotním problémům či dokonce k úmrtí. Dýchání můžeme popsat jako výměnu plynů mezi organismem a vnějším prostředím. Po nádechu se vzduch dostává do plic (konkrétně do plicních sklípků), kde kyslík difunduje do krve v kapilárách a je rozváděn do tkání v celém těle, což je životně důležité (bez tohoto systému „zásobování“ by lidské tělo nemohlo fungovat). Oxid uhličitý se naopak jako odpadní látka dostává opačnou cestou z těla ven.

Při výskytu apnotické pauzy (takto se nazývá konkrétní epizoda spánkové apnoe, kdy dochází k přerušení ventilace) tedy nedochází k výměně plynů v lidském organismu, kyslík není přiváděn, oxid uhličitý odváděn a dochází k ohrožení zdraví postiženého jedince.

1.2 Fyziologie spánku

Spánek, stejně jako bdělost řadíme mezi funkční stavy organismu a řadíme jej mezi aktivní děje, při nichž je nutná spolupráce mnoha mozkových oblastí, vhodné vnější podmínky (zvuk, teplo, světlo aj.) a přiměřený stav celého organismu. Je definován jako stav klidu se sníženou pohybovou aktivitou v typické poloze se sníženou reaktivitou na vnější podněty [14]. Při spánku registrujeme elektroencefalografií typické změny aktivity mozku. Tyto rozdíly v činnosti mozku (a také celého organismu) jsou tak významné, že odlišujeme tři základní funkční stavy řízení organismu:

- **bdělost,**
- **REM spánek** (název podle rychlých pohybů očí v tomto stavu organismu, z anglického rapid eye movement),
- **NREM spánek** (také znám jako non REM spánek) [14].

Střídání těchto základních funkčních stavů organismu podléhá svým pravidlům a určité posloupnosti, které popisuje chronobiologie. Avšak tato pravidla a posloupnosti pro nás nejsou důležitá.

Jak bylo zmíněno, spánek dělíme na dva typy a NREM spánek se ještě podle své hloubky dělí na 3 stádia:

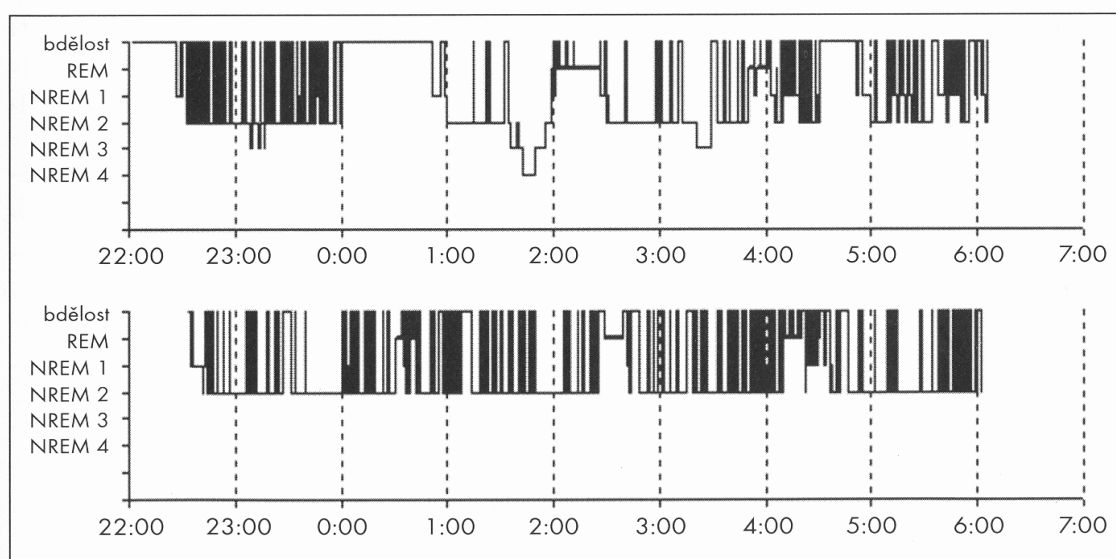
- **1 NREM** (somnolence, theta spánek),
- **2 NREM** (vřeténkový spánek, sigma spánek),
- **3 NREM** (delta spánek, slow wave sleep).

U zdravého dospělého člověka má mít spánek přiměřené rozložení podílů jednotlivých stádií na celkové době, kdy člověk spí (viz Tabulka 1.) [17]. Při postupném stárnutí se snižuje podíl delta spánku a zvyšuje se podíl bdělosti a 1 NREM spánku. U dětí pak nalezneme vyšší podíl REM spánku.

Tabulka 1. Orientační procentuální zastoupení jednotlivých spánkových stádií u zdravého dospělého mladého člověka a zjednodušená EEG charakteristika jednotlivých stádií [17]

		Trvání během nočního spánku (%)	Stručná charakteristika EEG
bdělost		1	alfa rytmus
NREM spánek	1 NREM	4	rozpad alfa rytmu, vlny theta
	2 NREM	50	spánková vřeténka, K-komplexy
	3 NREM	20	delta vlny
REM spánek		25	desynchronizace

U dospělých pacientů s obstrukční spánkovou apnoe (dále jen OSA; viz kapitola 1.3) pak typicky (nikoli však specificky) nalézáme fragmentovaný spánek s redukcí (či až úplným vymizením) 3 NREM fáze spánku a redukcí REM spánku, s častým probouzením a bdělostí (viz Obrázek 1.; hypnogram je graf, který zobrazuje fáze spánku jako funkce času) [14].



Obrázek 1. Příklad hypnogramu dvou nemocných s těžkou OSA, kde je patrná velká fragmentace spánku; v prvním případě redukce, v druhém případě nepřítomnost stádia 3 NREM (zde ještě jako 3 a 4 NREM, dle starého standartu) a zkrácení REM spánku [14]

1.3 Spánková apnoe

Syndrom spánkové apnoe je poměrně časté onemocnění, které řadíme mezi poruchy spánku. Toto onemocnění je charakterizováno poruchou dýchání projevující se zástavou dechu. Přítomnost u populace se udává v rozmezí od 2 do 10%. Objevuje se většinou u pacientů starších čtyřiceti let a častěji u mužů než u žen. Studie také ukazují poměrně velký význam genetických predispozic.

Rozlišujeme apnoe:

- **obstrukční** – během trvání apnoe přetrvává dýchací úsilí,
- **centrální** – dýchací úsilí není přítomno,
- **smíšenou** – apnoe začíná jako centrální, kdy není dýchací úsilí přítomno, ale dýchací úsilí se během jejího trvání objeví (obnoví) [14].

1.3.1 Obstrukční spánková apnoe

OSA je definována jako chybění ventilace (dechového objemu) trvající alespoň 10 sekund při zachované aktivitě dechového centra a tedy při zachovaném dechovém úsilí. To se projeví přítomností paradoxního pohybu hrudníku a bránice během obstrukční apnoe. U pacientů, kteří netrpí poruchou respiračního systému, také dochází k poklesu nasycení periferní krve kyslíkem o 3-4% a ke zvýšení parciálního tlaku oxidu uhličitého v arteriální krvi o 3-4mm Hg. Představuje až 90% všech apnoí. OSA je vyvolána zúžením horních cest dýchacích ve spánku. Nejčastěji tomu tak je v poloze „na zádech“.

Při nádechu je fyziologicky v oblasti hltanu podtlak, který zužuje průsvit hltanu. Průsvit je u zdravého jedince udržován svaly ve stěně hltanu, jejich svalovým tonem. Na průsvitu horních cest dýchacích participují tyto svaly:

- **svaly jazyka,**
- **svaly ovlivňující postavení hyoidní kosti,**
- **svaly měkkého patra.**

Při nedostatečné aktivitě těchto svalů dochází (a následnou absencí jejich dilatačního a tonizujícího vlivu na horní cesty dýchací) ke kolapsu horních cest dýchacích. Vzniká obstrukční apnoe, při které detekujeme hypoxémii (nedostatek kyslíku v krvi) a hyperkapnii (zvýšení parciálního tlaku oxidu uhličitého v arteriální krvi), které stimulují inspirační svalstvo horních cest dýchacích do doby, kdy dojde k náhlému prudkému vzestupu aktivity inspiračních svalů a k otevření horních cest dýchacích. Tento průběh se u pacientů s OSA pravidelně opakuje. Při dlouhodobém přetrvávání OSA dochází k zúžení průsvitu horních cest dýchacích a k poškození svalů dýchací cest (i k jejich hypertrofii, která dále zužuje průsvit horních cest dýchacích). Tento koloběh vede ke kontinuálnímu zužování horních cest dýchacích a prohlubování obstrukční spánkové apnoe.

Na snížení průchodnosti horních cest dýchacích však mají vliv i další faktory, které se v praxi vyskytují prakticky vždy se sníženým svalovým tonem:

- **obezita,**
- **postavení sánky,**
- **velikost jazyka,**
- **zvětšení mandlí,**
- **edém horních cest dýchacích,**
- **kraniofaciální deformity** – vrozené anomálie lebky vznikající zastavením vývoje v určité periodě embryogeneze.

Závažnost OSA určujeme podle indexu apnoe/hypopnoe (AHI, viz kapitola 1.4) následovně:

- **lehká** – 5-15 epizod/hodinu spánku,
- **střední** – 15-30 epizod/hodinu spánku,
- **těžká** – více jak 30 epizod/hodinu spánku.

Přes den se lehká forma projevuje jako nežádoucí ospalost nebo epizody usnutí v průběhu aktivit, které nevyžadují velkou pozornost, jakými jsou například čtení, poslouchání rádia či sledování televize. Tato forma nezpůsobuje postiženým žádné či jen malé zhoršení sociálních a pracovních funkcí.

Střední forma se přes den projevuje jako nežádoucí ospalost nebo epizody usnutí

v průběhu aktivit, které vyžadují „střední“ množství pozornosti, jakými jsou například pracovní schůzka, meeting či sledování divadelní hry, koncertu. Tato forma způsobuje postiženým středně závažné zhoršení sociálních a pracovních funkcí.

Těžká forma se přes den projevuje jako nežádoucí ospalost nebo epizody usnutí v průběhu aktivit, které vyžadují aktivní pozornost, jakými jsou například řízení motorového vozidla, jezení, pohybové aktivity. Tato forma způsobuje postiženým závažné zhoršení sociálních a pracovních funkcí [16], [18].

1.3.2 Centrální spánková apnoe

Centrální spánková apnoe (dále jen CSA) představuje heterogenní skupinu onemocnění a je definována jako zastavení dýchání v důsledku přechodného zastavení respirační aktivity dýchacího centra. Hlavními problémy pacientů s CSA jsou fragmentace spánku, nekomfortní spánek a chronická únava. Při polysomnografickém vyšetření se projevuje jako chybějící dechový objem ve spánku nebo jeho pokles o více jak 90%, který trvá alespoň deset sekund. Dle některých odborníků je nutno k definici přiřadit také pokles kyslíkové saturace v periferní krvi o více jak 4%. Oproti OSA nenalezneme u pacientů pohyb hrudníku, ani bránice.

Hlavní příčinou vzniku CSA je nedostatečná stimulace dýchacího centra oxidem uhličitým. K tomu může dojít následujícími způsoby:

- **při poruše dýchacího centra** – dochází k alveolární hypoventilaci (nedostatečná výměna vzduchu v plicních alveolech) a hyperkapnii (hromadění oxidu uhličitého v krvi) při bdění a spánku,
- **hypokapnii v důsledku alveolární hyperventilace** – parciální tlak oxidu uhličitého je pod úrovní apnotického prahu a nestačí stimulovat navození dechového rytmu.

Rozlišujeme tedy dva základní typy CSA:

- **hyperkapnická,**
- **nehyperkapnická** [18].

1.3.3 Symptomy a komplikace spánkové apnoe

Symptomy a komplikace OSA můžeme rozdělit na denní a noční s tím, že příznaky noční jsou specifitější než denní. Denní symptomy pak bývají ve většině případů důsledkem nedostatečné kvality spánku (nehledě na příčinu, která ovlivnila kvalitu spánku). Mezi noční symptomy a komplikace řadíme:

- **chrápání,**
- **partnerem pozorované apnoe,**
- **pocit dušení,**

- **dušnost,**
- **neklidné nohy,**
- **pocení,**
- **nykturii** (projevuje se tím, že postižený je jednou nebo vícekrát za noc probuzen pocitem nucení na močení, kterému musí vyhovět).

Mezi denní symptomy a komplikace naopak řadíme:

- **nervozitu,**
- **poruchy nálady,**
- **vysoký krevní tlak,**
- **poruchy koncentrace,**
- **bolesti hlavy,**
- **deprese,**
- **výraznou spavost,**
- **změny osobnosti,**
- **únavu** [18].

Symptomy a komplikace CSA jsou velmi podobné symptomům vyskytujícím se u OSA:

- **insomnie,**
- **somnolence,**
- **únava,**
- **bolesti hlavy,**
- **deprese,**
- **změny nálady,**
- **neurovegetativní dysfunkce,**
- **metabolické dysfunkce,**
- **kardiovaskulární poruchy** (hypertenze, srdeční selhání, ischemická choroba srdeční, arytmie, infarkt myokardu, cerebrovaskulární onemocnění a iktus, pulmonální hypertenze),
- **respirační selhání** [14].

1.3.4 Rizikové faktory

Mezi rizikové faktory řadíme:

- **mužské pohlaví** – kvůli statistickým měřením a zastoupenosti (častější výskyt),
- **obezitu** – vyšší body mas index (BMI),
- **kouření,**

- **větší obvod krku,**
- **vyšší věk** – nad čtyřicet let (v dnešní době se však již hranice posouvá dolů, k třiceti letům),
- **anatomické změny** – zvětšení mandlí, poloha a velikost jazyka, malá spodní čelist, větší a ochablé měkké patro,
- **konzumaci většího množství jídla před spaním,**
- **užití alkoholu před spaním,**
- **užití sedativ, hypnotik a léků uvolňujících svaly před spaním [15].**

1.3.5 Léčba

Léčebné metody OSA můžeme rozdělit na postupy:

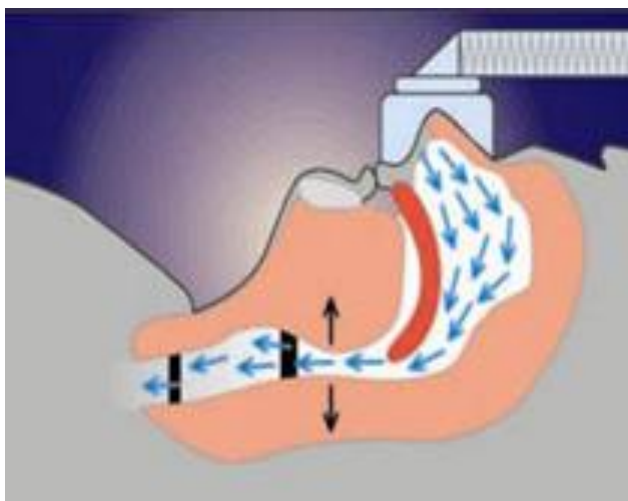
- **konzervativní,**
- **chirurgické.**

Nejjednodušší konzervativní „metodou léčby“ je prevence – dodržování zásad správné životosprávy, redukce tělesné hmotnosti, nekouřit, správná spánková hygiena, vyhýbání se alkoholu, velkému množství jídla a vybraným medikamentům před spaním.

Další možností je použití podpůrné nasální přetlakové ventilace (CPAP). Jedná se o přístroj (viz Obrázek 2.), který po nasazení nosní masky udržuje nepřetržitý přetlak v dýchacích cestách (viz Obrázek 3.) a zabraňuje tak kolapsu dýchacích cest. Přístroj je navržen na domácí použití a pacient ho používá každou noc (viz Obrázek 4.). Jedná se o nejpoužívanější metodu léčby OSA.



Obrázek 2. CPAP [20]



Obrázek 3. Princip CPAP [1]



Obrázek 4. CPAP při každodenním domácím použití [6]

Předposlední konzervativní možností je farmakologická léčba. Bylo zkoušeno mnoho látek a léků, které měly přispět ke zlepšení průběhu OSA či dokonce k jejímu úplnému vyléčení, ale žádný se neukázal jako prokazatelně účinný s přijatelným množstvím vedlejších účinků, a tak se v praxi farmakologická léčba moc nevyužívá.

Poslední možností je mechanická dilatace dýchacích cest (pomocí speciálních náplastí, extérních či interních nosních dilatátorů, nebo pomocí specifických ortodontistických aparátů) či stimulace svalů přispívajících k dilataci hltanu (jedná se o stimulaci elektrickou, v praxi však používanou jen zcela výjimečně).

Chirurgické postupy spočívají v invazivním chirurgickém zákroku. Řadíme zde plastiku nosní přepážky, báze jazyka, plastiku patrového čípku a měkkého patra nebo

například odstranění mandlí. V dnešní době je také poměrně využívanou metodou laserový zákrok. Řadíme zde také techniku tracheostomie (průdušnice je uměle vyvedena na kůži povrchu těla), která se však používá až jako poslední možnost a není moc častá.

Mírnější formy CSA je možno léčit theofylinem nebo acetazolamidem. Těžší formy je potřeba léčit podpůrnou ventilací (dvojúrovňový přetlak v dýchacích cestách – BiPAP) nebo řízenou umělou ventilací. BiPAP můžeme nazvat rozšířením CPAP, kdy celkový princip je stejný, jen se v přístroji používají dva různé tlaky místo jednoho.

BiPAP je také nejvhodnější a nejpoužívanější léčbou u pacientů s kombinací OSA a CSA [14].

1.4 Polysomnografické vyšetření

Polysomnografické vyšetření (viz Obrázek 5.) je považováno za zlatý standard v diagnostice spánkové apnoe. Vyšetření probíhá ve specializovaných (často spánkových) laboratořích a využívá se tzv. kompletní polysomnografie, která se skládá z celonočního záznamu následujících parametrů při vyšetření, které zpravidla trvá alespoň 6 hodin (některé z následujících sledovaným parametrů si popíšeme detailněji níže):

- **EEG** – elektroencefalogram,
- **EMG** – elektromyogram svalů brady,
- **EOG** – elektrookulogram,
- **proudu vzduchu při dýchání,**
- **dýchacích pohybů,**
- **dýchacích zvuků** – pomocí mikrofonu,
- **registrace saturace hemoglobinu kyslíkem,**
- **registrace EKG** – elektrokardiografie,
- **registrace pohybů dolními končetinami** – ne vždy,
- **registrace polohy těla** – ne vždy.



Obrázek 5. Pacient při polysomnografickém vyšetření [9]

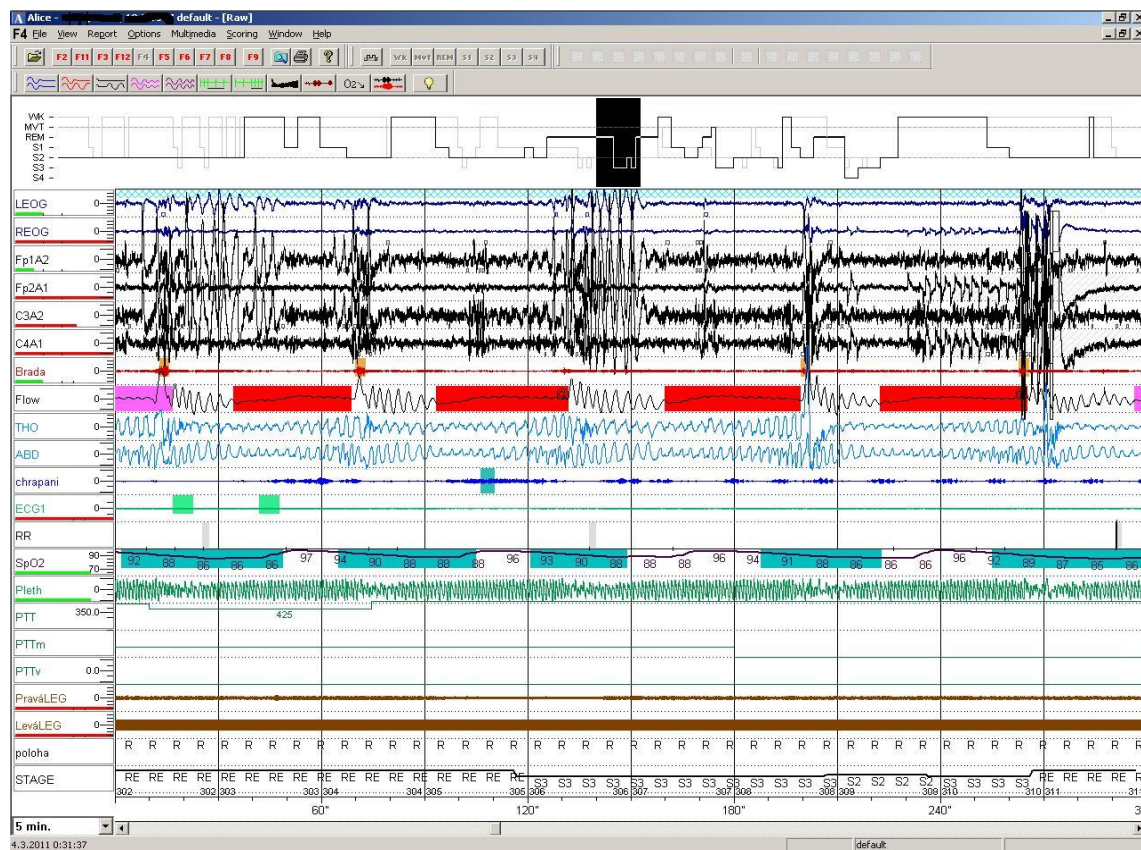
Při současném pořizování videozáznamu dostáváme videopolysomnografii.

Polysomnografický přístroj se skládá z elektrod a čidel na těle vyšetřovaného, ze zesilovačů a z počítače, který je centrální řídicí, archivační a vyhodnocovací jednotkou. Přístroj může být svou konstrukcí jak přenosný, tak stabilní. Avšak v praxi se setkáváme většinou s variantou stabilní (existují i přístroje přenosné, na „domácí“ měření). Vyšetřovaný je v průběhu vyšetření v samostatné místnosti, která musí být zvukově a světelně izolována a měla by být pro pacienta celkově příjemná, aby byl zajištěn spací komfort. V případě videopolysomnografie je nutné zajistit, aby kamera byla schopna snímat ve tmě.

Vzorkovací frekvence, které se běžně používají, jsou 128 nebo 256 Hz. Používají se však i vyšší, 500 nebo 1000 Hz a to většinou u EMG (pro lepší časové rozlišení). Horní filtr je většinou nastaven přístrojem automaticky a to na 1/3 zvolené vzorkovací frekvence. Pro dobrý přenos signálů z oblasti nízkých kmitočtů jsou přístroje vybaveny kvalitními zesilovači, které jsou schopny přenést i signály tak malé, jako je 0,005 Hz. Nastavení dolního filtru bývá většinou omezeno horní hranicí 50 Hz (s výjimkou EMG, kde se takto vysoké hodnoty nepoužívají kvůli sledovaným signálům, jejichž hodnoty se pohybují v řádech jednotek a desítek Hz).

Pacient je uložen ke spánku ve standardní dobu (22-23 hodin). Uložení předchází montáž elektrod a čidel. Probouzení je buď spontánní, nebo je pacient probuzen v 6-7 hodin.

Údaje, které získáme v průběhu měření, jsou ukládány do počítače. Při vyšetření je nutná přítomnost specializovaného pracovníka (například poučené sestry). Získané údaje jsou po vyšetření hodnoceny jak automaticky počítačovým skórovacím systémem (programem či algoritmem), tak manuálně specializovaným technickým personálem. Následuje vyhodnocení lékařem. Příklad výstupu z polysomnografického vyšetření můžeme vidět na Obrázku 6.



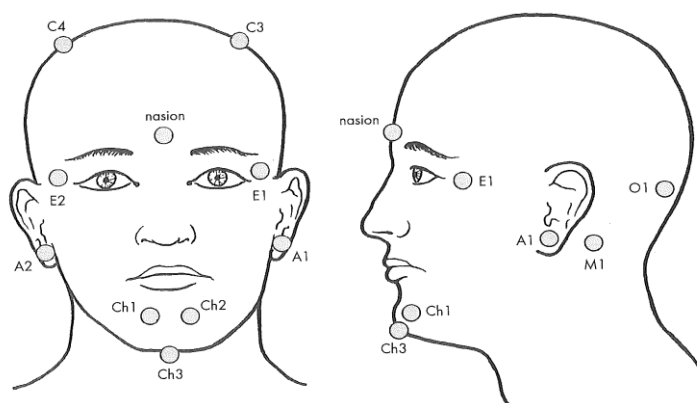
Obrázek 6. Výstup z polysomnografického vyšetření [15]

Hlavním parametrem, který se používá pro hodnocení závažnosti poruchy dýchání je index apnoe/hypopnoe (AHI), který vyjadřuje průměrný počet apnoí a hypopnoí (definice hypopnoe není jednoduchá a v různých laboratořích se liší, avšak pro naše pochopení bude postačovat následující: hypopnoe je přechodné omezení dechových objemů nejméně o 50% normální hodnoty po dobu 10 sekund a více; redukce se odvozuje buď od bazálního klidového dýchání ve spánku, nebo od dechových objemů těsně před hypopnoí a po hypopnoí; většinou definici ještě doplňuje požadavek poklesu saturace hemoglobinu kyslíkem nejméně o 1-4 % za hodinu spánku). Všechny dosavadní studie dokázaly, že z klinického hlediska není potřeba rozlišovat mezi apnoe a hypopnoe, protože mají stejné negativní výsledky pro naše tělo, mají stejný mechanismus vzniku a obě jsou oscilovány reakcemi při probouzení a kyslíkovou desaturací [14], [17].

1.4.1 Elektroencefalogram

Pojmenování a rozmístění elektrod u elektroencefalogramu (EEG) je definováno mezinárodním systémem 10-20 (viz Obrázek 7.):

- **A** – aurikulární elektroda (v praxi se místo ní používá M – mastoidální elektroda, avšak uvádí se jen A),
- **C** – centrální elektroda,
- **F** – frontální elektroda,
- **T** – temporální elektroda,
- **O** – okcipitální elektroda,
- **P** – parietální elektroda.



Obrázek 7. Rozložení elektrod na hlavě [14]

Parametry spánku, které získáme z EEG měření, se hodnotí v alespoň jednom ze dvou bipolárních svodů C3-A2 nebo C4-A1 (u digitálního polysomnografu se bere měření uvedenými elektrodami při unipolárním či pseudopolárním zapojení). V praxi se setkáváme s doplněním o další svody (například O1-A2 nebo O2-A1) pro podrobnější informace.

Používají se většinou stříbrné nebo zlaté miskové elektrody podložené vodivým gelem nebo pastou, které jsou k povrchu lebky fixované kolodiem (roztok nitrocelulózy v ethanolu a etheru). Parametry:

- **časová konstanta:** 0,3 s
- **horní hraniční frekvence:** 70 Hz
- **zesílení:** 7 $\mu\text{V/mm}$ [14], [17]

1.4.2 Elektrookulogram

Elektrookulogram (EOG) slouží ke snímání pohybů očí ve dvou bipolárních svodech E1 a E2 proti levé nebo pravé mastoidální nebo aurikulární elektrodě (například E2-A1 a E1-A1). Zachycuje jak vertikální, tak horizontální pohyby očí (horizontální svod je

méně artefaktový). Při tomto zapojení jsou pohyby očí v protifázi, zatímco EEG projevy jsou ve stejné fázi.

Používají se většinou samolepící stříbrné elektrody nebo stříbrné elektrody se samolepícími kroužky podložené vodivým gelem. Je také možné použít stejné nebo menší miskové elektrody jako u EEG podložené vodivým gelem nebo pastou a fixované k pokožce kolodiem. Parametry:

- **časová konstanta:** 0,3 s
- **horní hraniční frekvence:** 70 Hz
- **zesílení:** 15 $\mu\text{V/mm}$ [14], [17]

1.4.3 Elektromyogram svalů brady

Elektromyogram (EMG) slouží ke snímání povrchového EMG v jednom nebo ve dvou bipolárních svodech (Ch1, respektive Ch2, nebo Ch3). Parametry:

- **časová konstanta:** 0,1 s nebo nižší
- **horní hraniční frekvence:** 100 Hz
- **zesílení:** 15 $\mu\text{V/mm}$

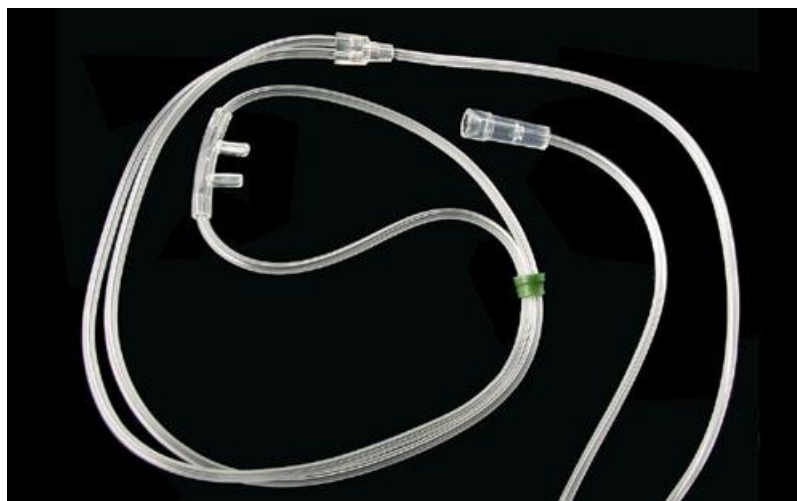
Používají se většinou stříbrné elektrody se samolepícími kroužky podložené vodivým gelem. Popřípadě stříbrné nebo zlaté miskové elektrody podložené vodivým gelem nebo pastou fixované k pokožce kolodiem [14], [17].

1.4.4 Záznam dechu (flow)

Nejběžněji se ke snímání dechu používají termistorové senzory (konkrétně tři), které jsou zapojeny v sérii (před nosními průduchy a ústy). Jejich výstupem je však jen kvalitativní informace, avšak při delším záznamu lze odhadnout kvantitativní změny amplitudy dechu. Tímto měřením lze s určitou mírou nepřesnosti diagnostikovat hypopnoe.

Další možnou metodou je registrace nitronosních tlaků. Principem této metody je měření v nosních průchodech kanylami velice podobnými takzvaným kyslíkovým brýlím (viz Obrázek 8.). Jedná se o velice citlivou metodu, která nám také navíc dává nepřímé informace o nitrohruďním tlaku jako míře dýhacího úsilí. Tato metoda je také doporučována jako výhodnější oproti termistorovému měření. Neměla by však být použita samostatně, bez dalšího záznamu dechu, jinak ses stává nepřesnou (kvůli špatné hodnotitelnosti záznamu při otevřených ústech).

Poslední možností je kvantitativní měření dechových objemů pneumotachografem přes obličejovou masku, která je dokonale připevněna k obličeji. Tímto měřením je možno přesně nalézat hypopnoe, avšak v praxi se ho skoro vůbec nevyužívá, kvůli rušivému vlivu pro pacienta a dyskomfortu [13], [17].



Obrázek 8. Kyslíkové brýle [21]

1.4.5 Dýchací úsilí

Nejběžnější metodou registrace dýchacího úsilí je měření pohybů hrudníku a břicha. Měření se provádí pomocí roztažitelných pásů se senzory (například piezoelektrické čidlo nebo svinutý odporový drátek) umístěnými okolo hrudníku a dolní poloviny břicha v úrovni pupku.

Nejpřesnější výsledky nám však dává měření nitrohrudního tlaku jícnovou manometrií (k měření se používá tenká ohebná sonda, která je pacientovi do jícnu zavedena nosní cestou po předchozím umrtvení). S touto metodou je však spojen jistý diskomfort a tím i kvalita spánku [13], [17].

Alternativou k jícnové manometrii je registrace nitronosních tlaků, která byla zmíněna v kapitole 1.4.4.

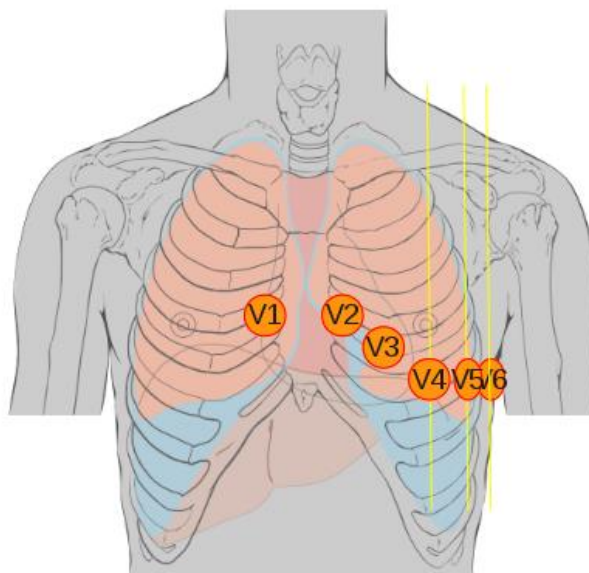
1.4.6 Saturace hemoglobinu kyslíkem

Registrace saturace hemoglobinu kyslíkem se provádí pomocí transkutánní pulsní oxymetrie – jedná se o jednoduchou neinvazivní metodu měření, jejíž princip je založen na rozdílné absorbanci světla v červené oblasti oxyhemoglobinem (hemoglobin, na který je navázán kyslík) a deoxyhemoglobinem (hemoglobin bez navázaného kyslíku). Oxymetrie nám také podává informaci o tepové frekvenci. Registruje se většinou ze čtvrtého nebo pátého prstu horní končetiny. Standartní hodnota saturace hemoglobinu kyslíkem je 95-98% a jako pokles saturace (desaturace) se uvádí její snížení o 3-4%. Toto číslo se však v praxi často liší pracoviště od pracoviště.

U oxymetrie je nutná vzorkovací frekvence alespoň 10 vzorků za sekundu a eventuální změna saturace hemoglobinu kyslíkem je oxymetrem zjištěna se zpožděním asi 20-25 sekund od respirační události, která změnu vyvolala [13], [17].

1.4.7 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram (EKG) je většinou zaznamenáván jedním bipolárním svodem elektrod, které jsou umístěny v poloze standartních hrudních elektrod V1 a V4-V5 (viz Obrázek 9.). V praxi se však podle potřeby přidávají i další svody.



Obrázek 9. EKG svody [11]

Při polysomnografii je hodnocení EKG zaměřeno na frekvenci srdeční a na přítomnost eventuálních arytmií, ale prakticky neumožňuje hodnocení tvarových změn na EKG křivce (kvůli malým vzorkovacím frekvencím a malému oknu o délce 30 sekund, ze kterého se většinou hodnotí). U nemocných s OSA ukazuje EKG bradytachyarytmii.

Používají se samolepící EKG elektrody [13], [17].

1.4.8 Dýchací zvuky

K registraci dýchacích zvuků dochází pomocí jednoduchého mikrofonu, který je umístěn na přední ploše krku. Většinou se zaznamenává pouze intenzita zvuku v decibelech a to pouze ve spektru, které odpovídá chrápání a dalším dýchacím zvukům (pro chrápání jsou typické nízké frekvence) [13], [17].

1.4.9 Poloha trupu

K detekci polohy trupu je používáno polohové čidlo umístěné těsně nad sternem. Vzorkovací frekvence bývá nízká, a proto jsou informace o poloze trupu zpožděné o několik sekund. Polohy jsou zjednodušené do následujících možností:

- na zádech,
- na pravém boku,
- na levém boku,
- na břiše,
- vertikální poloha trupu.

U extrémně obecných může být informace o poloze trupu zkrešlena [13], [17].

1.4.10 Elektromyografie svalů bérce

EMG svalů bérce se snímá pomocí samolepících povrchových EMG elektrod (z bipolárního svodu) umístěných nad přední skupinou bérceových svalů bilaterálně, asi 5 cm od sebe ve směru průběhu svalu. Zaznamenávají se tak periodické pohyby končetinami během spánku.

Horní filtr je nastaven nejvýše ze všech signálu snímaných při polysomnografickém vyšetření, aby byla dobře patrná svalová aktivita. Parametry:

- **časová konstanta:** 1 s,
- **horní hraniční frekvence:** 500 Hz,
- **zesílení:** 15 $\mu\text{V/mm}$ [13], [17].

1.4.11 Obrazový záznam

Videozáznam není u polysomnografického vyšetření nezbytně nutný, ale zkvalitňuje registraci a díky němu je možné lépe analyzovat a rozhodovat v situacích, kdy nejsou ostatní data dostatečně průkazná.

Kamera, která provádí videozáznam, musí také být schopna snímat v infračerveném osvětlení, které se při polysomnografickém vyšetření využívá k osvětlování pacienta [13], [17].

1.5 Limitovaná polysomnografie

Pacientům s OSA je kromě klasického kompletního polysomnografického vyšetření indikováno také vyšetření takzvanou limitovanou polysomnografií. Toto vyšetření má vzhledem k OSA vysokou senzitivitu, specifitu a dává dostatečně kvalitní výsledky z hlediska parametrů dýchání.

Jedná se o vyšetření, které se skládá z registrace následujících parametrů:

- **dechu před ústy a nosem** (popřípadě nitronosní tlaky),
- **dýchacích pohybů hrudníku a břicha,**
- **dýchacích zvuků,**
- **oxymetrie,**

- **EKG** (nebo frekvence srdeční),
- **polohy trupu,**
- **EMG svalů bérce** – jen někdy.

Nevýhodou této metody je nepřítomnost neurofyzilogických parametrů (nemůžeme tedy přesně určit, kdy pacient spí, či je bdělý). Výhodou je naopak nižší pořizovací cena, nižší cena vyšetření, rychlejší zpracování a hodnocení údajů a jednodušší obsluha [13].

2 METODY PRO HODNOCENÍ A ANALÝZU POLYSOMNOGRAFICKÝCH DAT

2.1 Hodnocení polysomnografického záznamu

Skórování (hodnocení) polysomnografického záznamu je standartizováno a podléhá standartizovanému postupu. Spánková stádia se hodnotí po úsecích trvajících 30 sekund, takzvaných epochách. Ve starších publikacích se můžeme setkat s epochami o trvání 20 sekund, což se ale již v dnešní době nepoužívá.

Při vizuálním hodnocení technickým personálem a lékařem probíhá skórování z jednotlivé epochy na celé obrazovce- pro lepší přehlednost a správné skórování [13], [17].

2.1.1 Bdělost

Bdělost jako takovou můžeme rozdělit na aktivní a relaxovanou se zavřenýma očima. Také jejich projevy v polysomnografickém záznamu se liší.

Nerelaxovaná bdělost:

- **EEG** – vlny z pásma beta 18 Hz a více, artefakty z pohybu očí, vysoká desynchronizace záznamu,
- **EOG** – rychlé sledovací pohyby nebo žádný pohyb,
- **EMG** – vysoká intenzita, intenzita kolísá podle aktivace mimických svalů.

Relaxovaná bdělost:

- **EEG** – vlny alfa (8-12 Hz, nejčastěji kolem 10Hz); dále je možné rozlišit i vlny beta a samostatné vlny z pásma theta (4-7 Hz),
- **EOG** – rychlé sledovací pohyby nebo žádný pohyb,
- **EMG** – kontinuální tonická svalová aktivita relativně vysoké intenzity s kolísání podle aktivace mimických svalů,
- **behaviorální charakteristika** – bezprostřední a správné reakce [13], [17].

2.1.2 Spánek 1 NREM

- **EEG** – nepřítomnost alfa vln ve většině epochy, četné vlny theta nízké amplitudy,
- **EOG** – pomalé konjugované pohyby očních bulbů,

- **EMG** – kontinuální tonická svalová aktivita nižší intenzity proti bdělosti,
- **behaviorální charakteristika** – oči jsou většinou zavřené; klidné ležení nebo sezení, které však člověk postupně opouští [13], [17].

2.1.3 Spánek 2 NREM

- **EEG** – převládají vlny theta (4-7 Hz) nízké a střední amplitudy; typickým projevem jsou výskyty spánkových vřeten (sigma aktivita) – skupiny vln shodné frekvence (12-14 Hz) trvající alespoň 0,5 sekundy (nejvíce pak přibližně 1,5 sekundy), které mají nízkou amplitudu a u dospělého se vyskytují s frekvencí 3-8 za minutu spánku 2 NREM (jejich frekvence se ve stáří zpomaluje a délka zkracuje); dalším typickým projevem je výskyt K-komplexů – bifázické pomalé vlny o trvání alespoň 0,5 sekundy; začínají vysokou pomalou ostrou negativní vlnou, za kterou následuje pozitivní vlna; jsou jasně odlišitelné od základní aktivity a jejich výskyt ve fázi 2 NREM je 1-3 za minutu; spánková vřetena se často vyskytují před K-komplexem nebo po něm anebo i v jeho průběhu; jejich odstup musí být maximálně 3 minuty,
- **EOG** – oční bulby se nepohybují; v EOG svodech lze jasně rozlišit K-komplexy a spánková vřetena,
- **EMG** – kontinuální svalová tonická aktivita nižší intenzity proti bdělosti a 1 NREM fázi,
- **behaviorální aktivita** – oči jsou zavřené, spánek v relaxované poloze, reakce jen na silné podněty [13], [17].

2.1.4 Spánek 3 NREM

- **EEG** – vlny delta o frekvenci 2 Hz a nižší a amplitudě o minimální velikosti 75 μ V, výskyt spánkových vřeten a K-komplexů,
- **EOG** – oční bulby se nepohybují, svody EOG velmi dobře registrují delta vlny (stejně jako EEG),
- **EMG** – kontinuální tonická svalová aktivita nízké intenzity, nižší než u spánku 2 NREM,
- **behaviorální projevy** – zavřené oči, klidný spánek, vysoký práh probuditelnosti, minimální motorické projevy [13], [17].

2.1.5 Spánek REM

- **EEG** – nízkovoltážní desynchronizovaná základní aktivita, která může připomínat záznam fáze 1 NREM nebo i bdělost s otevřenýma očima; jsou přítomny vlny alfa a theta; prakticky se nevyskytují spánková vřetena a K-komplexy; typickým nálezem jsou takzvané pilovité vlny (vyskytují se

v krátkých skupinách, mají frekvenci 2-4 Hz, jsou poměrně uniformní, mají střední amplitudu a jsou nejvýraznější ve frontální oblasti,

- **EOG** – nepravidelné, rychlé, konjugované pohyby očními bulby všemi směry,
- **EMG** – žádná kontinuální tonická aktivita svalů, mohou se objevovat krátké záškuby
- **behaviorální aktivita** – oči jsou zavřené, vysoký práh probuditelnosti, klidný spánek, sporadické drobné záškuby, někdy nepravidelné dýchání [13], [17].

2.2 Informace z polysomnografického vyšetření

Z polysomnografického vyšetření jsou získány následující kvantitativní údaje, se kterými se dále pracuje:

- **TIB** (time in bed, doba na lůžku) – doba mezi zhasnutím a ranním ukončením záznamu,
- **TST** (total sleep time, celkové trvání spánku) – celkový součet trvání všech stádií spánku,
- **SPT** (sleep period time, trvání celé periody spánku) – doba od usnutí do definitivního probuzení se započtenou bdělostí v průběhu spánku,
- **SOL** (sleep onset latency, latence usnutí) – měří se od zhasnutí do první epochy skórované jako 2 NREM, normální je do 30 minut,
- **REM SL** (REM sleep latency, latence REM spánku) – měří se od začátku spánku (od začátku spánku 1 NREM), normální je 60-120 minut,
- **efektivita spánku** (sleep efficiency) – poměr TST/TIB, normální je nad 90%,
- **latence jednotlivých spánkových stádií NREM** – měří se od usnutí (tedy od začátku spánku 2 NREM),
- **trvání jednotlivých stádií (fází) spánku** – určuje se v časových jednotkách nebo jako podíl SPT v procentech, orientační zastoupení jednotlivých stádií u zdravého mladého člověka nalezneme v Tabulce 1.,
- **WASO** (wake time after sleep onset, trvání bdělosti během spánku) – součet všech epoch během spánku, které jsou skórovány jako bdělost od usnutí do definitivního probuzení, určuje se v časových jednotkách, nebo jako podíl SPT v procentech, normální hodnota u mladého člověka je menší než 1 %,
- **počet probuzení za hodinu** – vyjadřuje průměrný počet epoch skórovaných jako bdělost za 1 hodinu spánku,
- **počet probouzecích reakcí za hodinu** – vyjadřuje průměrný počet epoch

skórovaných jako probouzecí reakce (náhlá změna frekvence EEG) za hodinu spánku.

Zhodnocením záznamu parametrů dýchání ve spínku dostáváme následující kvantitativní údaje, se kterými se dále pracuje:

- **AI** (apnoe index) – počet apnoí za hodinu spánku,
- **HI** (hypopnoe index) – počet hypopnoí za hodinu spánku,
- **AHI** (apopnoe/hypopnoe index) – počet apnoí a hypnoí za hodinu spánku, za patologický se považuje AHI 5 a vyšší,
- **RDI** (respiratory disturbances index, index respiračních událostí) – počet apnoí, hypnoí, epizod zvýšeného odporu v dýchacích cestách a desaturací za hodinu spánku; když se výše uvedené stavy vyskytují současně (například desaturace a apnoe), započítávají se jako jedna událost,
- **ODI** (oxygen desaturation index, index poklesů saturace) – počet desaturací (pokles saturace hemoglobinu kyslíkem o 3-4 %) za hodinu či hodinu spánku,
- **počet desaturací** – celkový počet desaturací,
- **průměr minimálních saturací** – průměr hodnot minimálních saturací hemoglobinu kyslíkem, nemá však význam, je-li ODI 5 a méně, protože může být výrazně ovlivněn artefakty,
- **bazální hladina saturace hemoglobinu kyslíkem,**
- **průměrná saturace za celou dobu registrace,**
- **podíl spánku, kdy byla saturace hemoglobinu kyslíkem nižší než 90 %.**

Dostáváme také údaje o periodických pohybech končetinami (periodic limb movements – PLM) ve spánku:

- **přítomnost či nepřítomnost PLM a PLMS** (periodic limb movements in sleep, periodické pohyby končetinami ve spánku),
- **PLMI** (index PLMI) – počet periodických pohybů končetinami za jednu hodinu, za patologický se považuje PLMI větší nebo rovno 5,
- **PLMAI** – počet probuzení souvisejících s periodickými pohyby končetin za jednu hodinu [13], [17].

3 DETEKCE SPÁNKOVÉ APNOE Z POLYSOMNOGRAFICKÝCH DAT

V této kapitole si popíšeme metody automatické detekce spánkové apnoe z dat z polysomnografického měření. Jedna z metod bude následně inspirací pro realizaci v programovém prostředí Matlab. Realizace ostatních metod a jejich podrobnější popis bude náplní navazující diplomové práce.

3.1 Detekce pomocí analýzy dýchání

Tato metoda je založena na detekci spánkové apnoe ze záznamu dýchání- v našem případě se jedná o signály (svody polysomnografického vyšetření) Airflow a pNasal (více v dalších kapitolách).

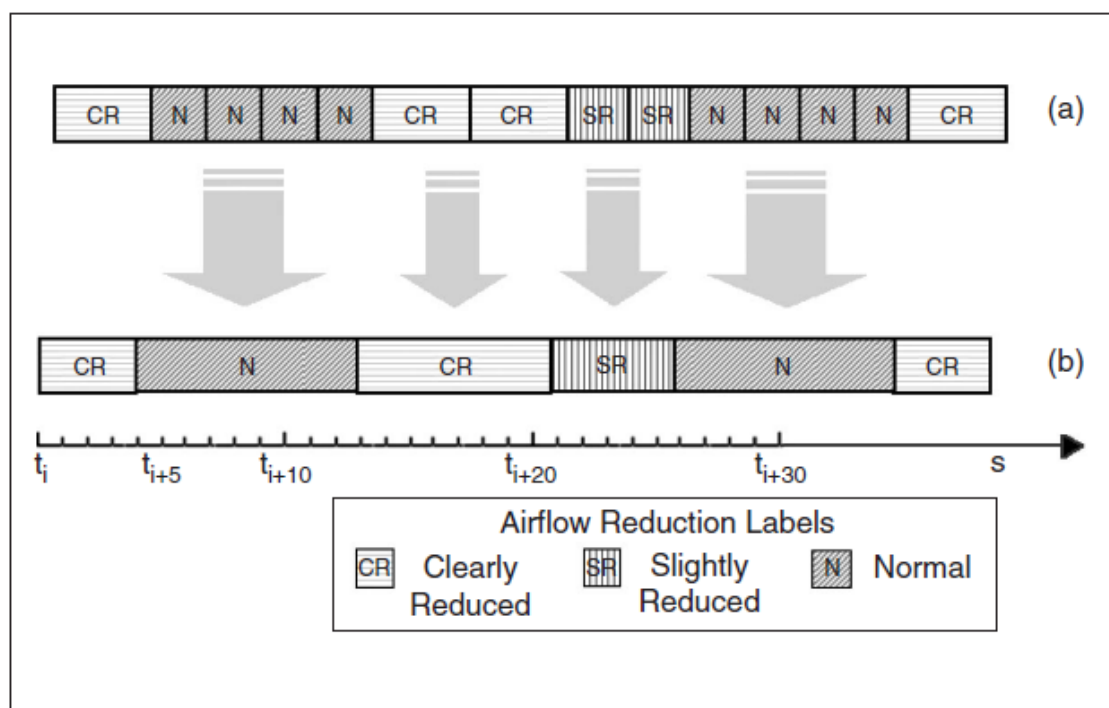
Identifikujeme signifikantní redukci respirace v signálu oproti úsekům, kde k signifikantnímu poklesu nedochází (tyto úseky jsou tedy hodnoceny jako normální- není zde výskyt apnoe). Počátečním krokem je aplikace technik pro konvenční zpracování signálu pro výpočet statistických parametrů ze signálu (ty jsou rozděleny do zvolených intervalů), podle kterých identifikujeme snížení průtoku vzduchu. Tyto techniky jsou následně použity pro kvantifikaci těchto snížení a sloučení intervalů s podobnými či stejnými charakteristikami snižování.

Snížení průtoku vzduchu můžeme rozdělit do následujících kategorií (stupňů redukce):

- **normální (Normal)** – snížení průtoku vzduchu o méně než 40% oproti normálnímu dýchání,
- **lehce snížené (Slightly reduced)** – snížení průtoku vzduchu o 40-50% oproti normálnímu – průtok je snížen pouze lehce – interval nesplňuje kritéria pro hypopnoe,
- **jasně snížené (Clearly reduced)** – snížení průtoku vzduchu o 50-80% oproti normálnímu – průtok je značně snížen, interval pravděpodobně spadá pod definici hypopnoe,
- **naprosto snížené (Totally reduced)** – snížení průtoku vzduchu o více jak 80% oproti normálnímu – průtok není prakticky přítomen, interval s velkou pravděpodobností spadá pod definici apnoe.

Abychom mohli výpočetně určit co to vlastně je „normální dýchání“, musíme u této metody počítat „normální dýchání“ z předchozích intervalů, během kterých bylo dýchání stabilní a nekleslo pod úroveň, která by splňovala podmínky apnoe či hypopnoe. Tyto intervaly jsou seskupeny do intervalu nového (například o délce šedesát sekund), ze kterého se počítá průměrná amplituda, která je nastavena jako nový práh (normální dýchání), od kterého jsou měřeny poklesy průtoku vzduchu (tato hodnota je nastavena do té doby, než dojde k opětovnému přepočítání prahu, ke kterému dochází v časových intervalech nastavených uživatelem).

Aby však interval splňoval definici apnoe či hypopnoe, musí určitý stupeň redukce průtoku trvat alespoň deset sekund. Splnění této podmínky je většinou zajišťováno „klouzavým oknem“ o délce deseti sekund, které projíždí po signálu (intervalech) a hledá úseky, které splňují výše zmíněnou podmínku. Když jsou dva či více sousedních intervalů spojitě a splňují určitý stupeň redukce, jsou spojeny do intervalu jednoho (viz Obrázek 10.) [5], [12], [18].



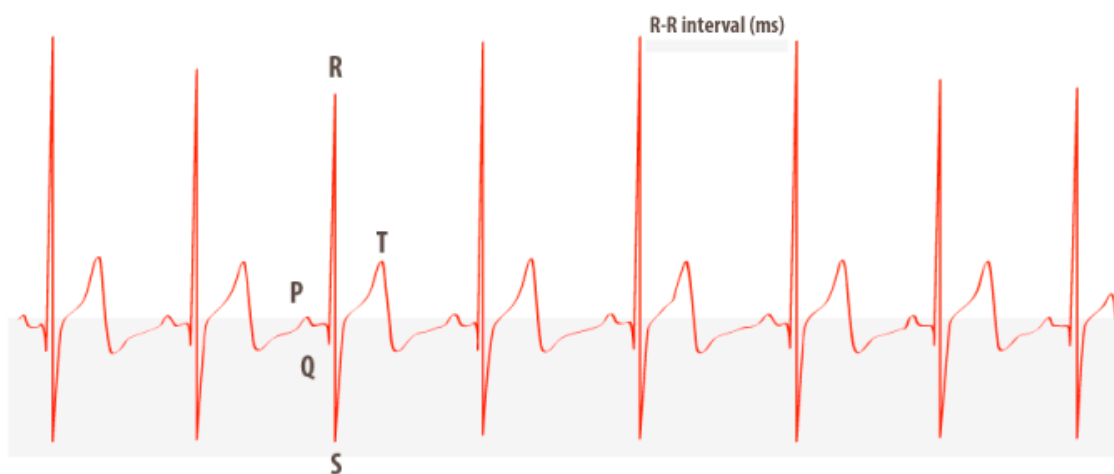
Obrázek 10. Spojování sousedních intervalů při stejném stupni redukce [5]

3.2 Detekce pomocí analýzy HRV

Tato metoda je založena na detekci spánkové apnoe z EKG signálu.

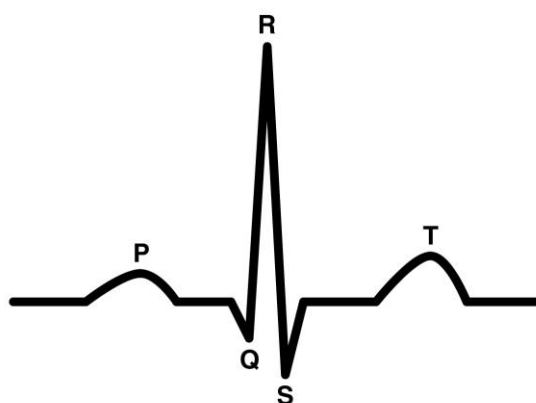
Principem této metody je analýza HRV (heart rate variability, variabilita srdečního rytmu). HRV je parametr, který sleduje proměnlivost časových intervalů mezi jednotlivými srdečními systolami. Ve zvoleném záznamu EKG jsou detekovány všechny

QRS komplexy (viz Obrázek 11.) a spočítány intervaly (vzdálenosti) mezi nimi (stačí však detekovat jen R vlny a vzdálenosti mezi nimi). Tyto vzdálenosti nazýváme NN (normal-to-normal) interval nebo RR interval pro R vlny. Poté jsou vypočteny jednoduché parametry, jakými jsou například průměrný RR interval, standardní odchylka RR intervalu, počet intervalů, kdy rozdíl po sobě jdoucích NN intervalů je větší než 50 ms a další. Tyto parametry jsou pak klasifikovány pomocí lineární diskriminační analýzy či kvadratické diskriminační analýzy. Další možností je klasifikace pomocí SVM (support vector machine, metoda strojového učení). Následuje vyhodnocení, kdy se určí, zda se jednalo o spánkovou apnoe či nikoliv.



Obrázek 11. RR interval [7]

Metody založené na tomto principu jsou spíše experimentální, ale jsou schopny dosahovat kvalitních výsledků srovnatelných s ostatními metodami [8].



Obrázek 12. QRS komplex v EKG záznamu [20]

3.3 Detekce pomocí analýzy hlasu

U pacientů s OSA můžeme pozorovat zvláštní hlasové charakteristiky oproti pacientům zdravým. Na tomto fenoménu je založena metoda detekce pomocí analýzy hlasu.

Při této metodě jsou pacienti požádáni, aby přečetli text a to vždy třikrát (za přítomnosti specialisty). Záznamy hlasu jsou nahrány, analyzovány, porovnávány s databází a následně dochází k vyhodnocení přítomnosti/nepřítomnosti spánkové apnoe. Tato metoda je však stále do značné míry experimentální a její přesnost a úspěšnost je kolísavá [2].

3.4 Detekce pomocí poklesu saturace hemoglobinu kyslíkem

Jak již bylo zmíněno, u pacientů, kteří trpí syndromem spánkové apnoe, dochází během výskytu apnotické pauzy k poklesu saturace hemoglobinu kyslíkem o 3-4% (jak již bylo také zmíněno dříve, tato hodnota není přesně exaktní). Na tomto poklesu je založena metoda detekce pomocí poklesu saturace hemoglobinu kyslíkem.

Signál je analyzován „klouzavým oknem“ o délce pěti sekund, ve kterém hledáme maximum či průměr a tento adaptivní práh srovnáváme s hodnotami, které se nachází bezprostředně před oknem. Dojde-li k nalezení poklesu o 3-4% od předcházející hodnoty (vypočítané adaptivním prahem), skórujeme tento interval jako pokles saturace hemoglobinu kyslíkem [5].

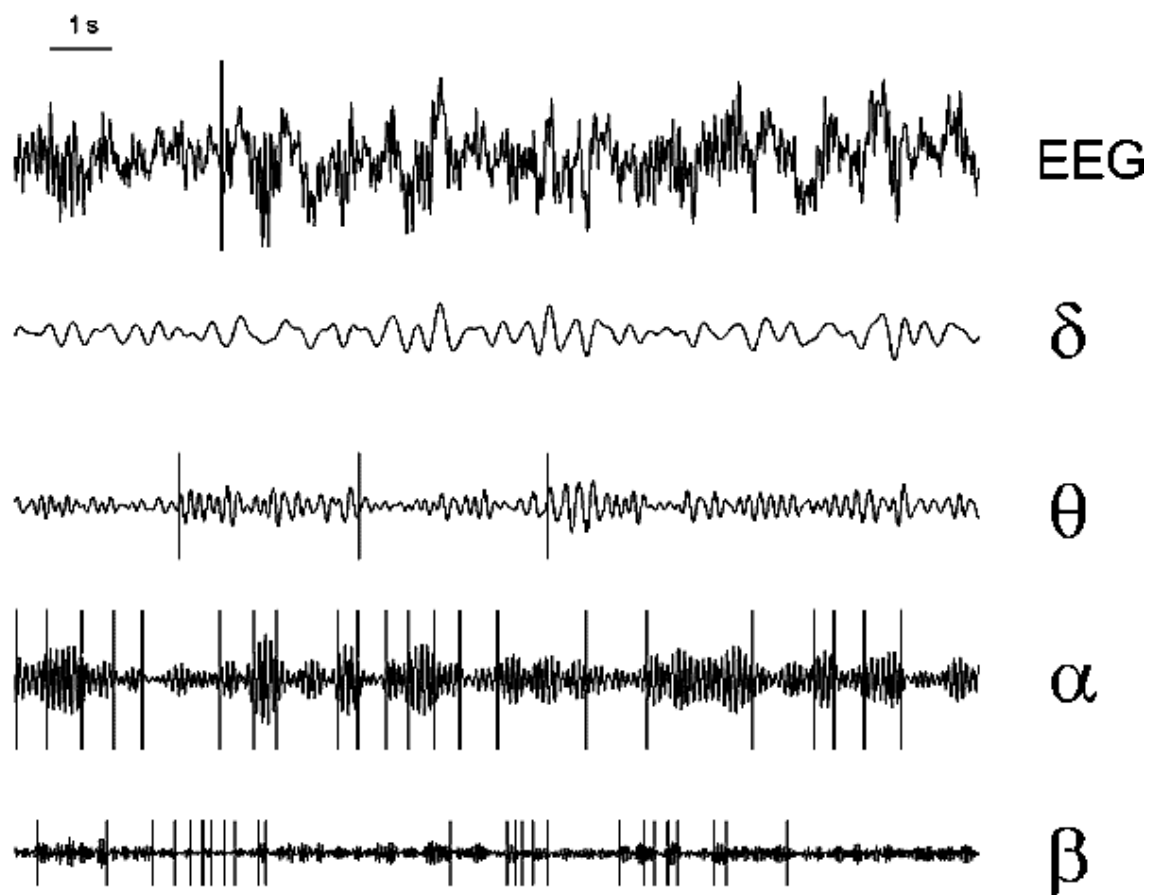
Registrace saturace hemoglobinu kyslíkem se provádí pomocí transkutánní pulsní oxymetrie. Ve výstupním signálu skórujeme poklesy saturace hemoglobinu kyslíkem o více jak 3-4% jako apnoe. Je však nutné počítat se zpožděním oxymetru (viz kapitola 1.4.6).

3.5 Detekce pomocí analýzy EEG záznamu

Jak již vyplývá z nadpisu, tato metoda je založena na analýze EEG signálu (viz Obrázek 13.).

Principem metody je sledování a detekování mozkové aktivity z již zmíněného EEG záznamu. Sledujeme dva druhy aktivit:

- **rytmickou** – alfa, beta, theta a delta rytmy,
- **přechodnou** – K-komplexy a spánková vřetena,



Obrázek 13. Příklad EEG záznamu s jednotlivými vlnami- alfa, beta, theta a delta [3]

Každá z výše zmíněných aktivit je sledována a detekována na základě dvou vlastností:

- **velikost (nebo procento) výskytu aktivity s ohledem na zbývající aktivity v epoše,**
- **evoluce (nebo stupeň změny) ve velikosti hodnoty s ohledem zbývající aktivity v epoše.**

Hodnoty jsou následně symbolicky zařazeny a klasifikovány v souladu s klinickými a heuristickými kritérii [5].

3.6 Detekce pomocí sledování dýchacího úsilí

Nejběžnější metodou registrace dýchacího úsilí je měření pohybů hrudníku či břicha (tyto signály mohou být sledovány zvlášť nebo může být sledována jejich suma). Sledujeme, zda je dýchací úsilí při výskytu apnoe přítomno, nepřítomno či zda v průběhu apnoe postupně vymizí. Z definice spánkové apnoe tedy můžeme určit, o jaký typ apnoe se jedná:

- **Obstrukční** – dýchací úsilí je v určité míře zachováno,
- **Centrální** – dýchací úsilí není přítomno,
- **Smíšenou** – dýchací úsilí je z počátku přítomno, ale během trvání spánkové apnoe vymizí.

Sledování přítomnosti či nepřítomnosti dýchacího úsilí můžeme zajistit opět „klouzavým oknem“ s podobnými parametry jako u předchozích metod nebo pomocí metod umělé inteligence, které nám zajistí sledování smíšeného chování dýchacího úsilí- interval je rozdělen na dva subintervaly A (absent – chybějící) a P (present – současný). Oba subintervaly, které obsahují části signálu, jsou zpracovány pomocí nahrazení každého signálu vzorky korespondujícími s lokálním maximem (či minimem). Zbývající vzorky jsou nahrazeny nulami. Subintervaly A a P pro sekvence které splňují amplitudové a časové kritéria jsou poté skórovány [5].

3.7 Detekce pomocí analýzy očních pohybů z EOG záznamu

Sledujeme dva druhy očních pohybů souvisejících se spánkovou klasifikací:

- **SEM (slow eye movement, pomalý pohyb očí)** – velmi časté v průběhu spánkových fází 1 a 2,
- **REM (rapid eye movement, rychlý pohyb očí)** – časté v průběhu fáze bdění REM fáze spánku.

Vyhodnocujeme rozdíl mezi těmito dvěma druhy očních pohybů a to na základě synchronnosti, amplitudy a sklonu signálu EOG. Analýza očních pohybů pro každou epochu ověřuje hodnoty pro výše zmíněné proměnné a identifikuje a klasifikuje signifikantní pohyb očí. Výsledkem je numerická hodnota počítána pro každý druh očních pohybů, která udává počet výskytů v každé epoše [5].

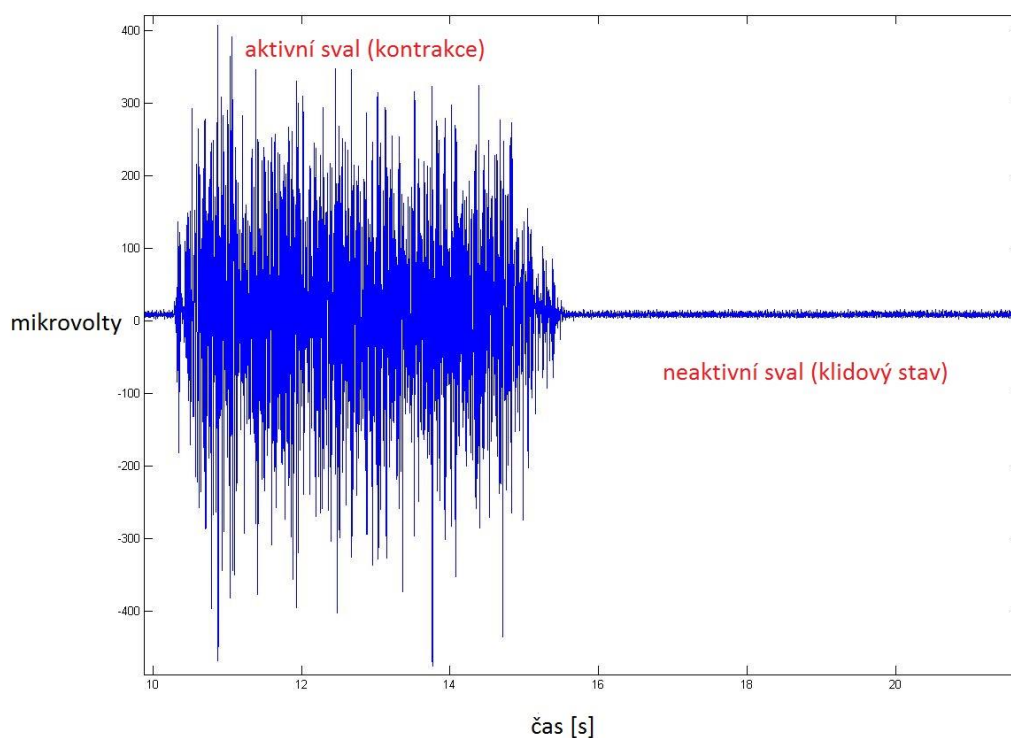
3.8 Detekce pomocí analýzy svalové aktivity z EMG záznamu

V průběhu NREM fáze spánku je svalová aktivita tonická, i když na nízké úrovni. V REM fázi spánku tato svalová aktivita vymizí úplně i přes to, že jsou přítomny příležitostné krátké svalové křeče. Charakterizace svalové aktivity pro každou epochu je tak hodnocena z průměrů následujících vlastností:

- **druhu převládajícího svalového tonu,**
- **doby trvání převládajícího tonu nebo vztahu mezi různými přítomnými tony,**
- **fázovými pohyby nebo izolovanou svalovou aktivitou,**

- vývoje EMG signálu mezi po sobě jdoucími epochami.

Za účelem zhodnocení těchto vlastností je EMG signál (viz Obrázek 14.) nahrazen signálem z rozdílu mezi horními a dolními obálkami. Následuje vyhodnocení převládajícího svalového tonu (vypočítá se pomocí amplitudy histogramu signálu s použitými rozsahy 0-30 mV, 31-75 mV, 76-225 mV). Při hodnocení spánkové apnoe nám pak převládající svalový tonus může pomoci jako pomocné kritérium při hodnocení [5].



Obrázek 14. EMG signál [4]

4 REALIZACE ZVOLENÝCH METOD DETEKCE A VÝSLEDKY

4.1 Databáze

Při návrhu jednoduchého postupu pro detekci apnoe za použití jenom jednoho typu signálu i při návrhu postupu pro detekci apnoe za použití více druhů signálů, jejich realizaci a otestování vybraných metod detekce na reálných datech budeme pracovat s daty z polysomnografického měření, která jsou dostupná na ÚBMI VUT v Brně. Jedná se o data ze studie RELIEF, která proběhla na specializovaném pracovišti Fakultní nemocnice u Sv. Anny v Brně (viz kapitola 4.3).

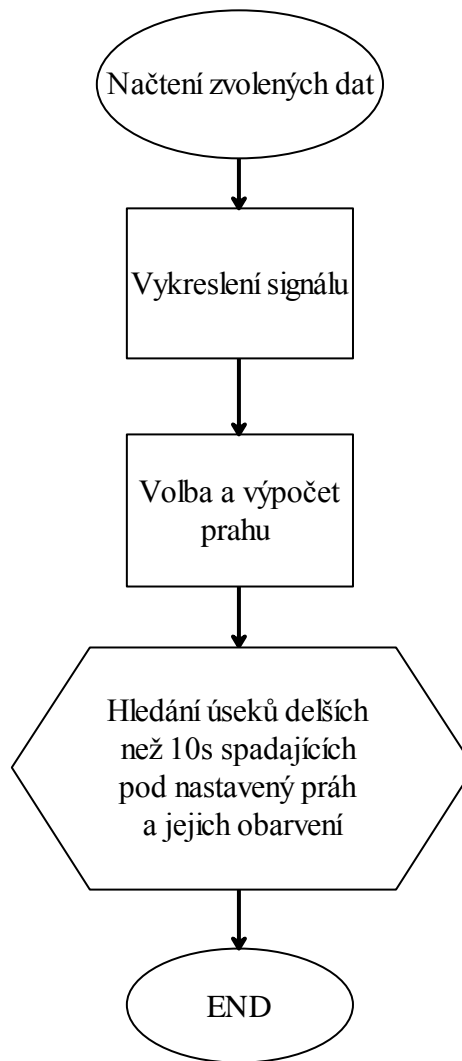
Studie RELIEF je studie týkající se léčby pacientů s farmakorezistentní hypertenzí metodou ablace (denervace) renálního sympatiku. Studie byla po dobu prvních 6 měsíců jednostranně zaslepená a pacienti byli randomizováni do terapeutické a kontrolní větve. V rámci studie bylo (nad rámec protokolu) provedeno diagnostické PSG vyšetření noc před zákrokem a potom kontrolní PSG vyšetření 6 měsíců po. Po této době byla studie odslepena a pacientům z kontrolní větve bylo nabídnuto provedení zákroku.

4.2 Detekce s konstantní prahovou hodnotou za použití jednoho typu signálu

Pro realizaci detekce apnoe za použití jenom jednoho typu signálu byla vybrána metoda detekce pomocí analýzy vdechovaného a vydechovaného vzduchu s pomocí signálu Airflow ze studie RELIEF. Jedná se o signál, jehož vzorkovací frekvence je 32 Hz.

Naprogramovaný algoritmus detekuje apnoe následujícím postupem (viz Obrázek 16). Načteme zvolená polysomnografická data a zvolíme si typ signálu (zvolen Airflow). Ten si zkrátíme na požadovaný počet vzorků z důvodu urychlení výpočtu a vykreslení. Následuje výpočet průměru z 10 maxim signálu jako základ pro volbu prahu:

```
maximum=sort(x, 'descend');  
maximum=maximum(1:10);  
maximum=mean(maximum); % vypočtení průměru z 10 maxim jako základ pro  
                        % volbu prahu  
  
prah=maximum*0.17; % práh zvolen experimentálně jako 17% z maxima  
                  (měnitelné dle potřeby/signálu)
```



Obrázek 16. Zjednodušený vývojový diagram detekce apnoe za použití jenom jednoho typu signálu

Je zvolen práh a signál je projížděn oknem o délce 10 sekund (320 vzorků) vzorek po vzorku. Detekují se úseky, které splňují definici spánkové apnoe (signifikantní redukce respirace o délce alespoň deseti sekund) a barví se červenou barvou:

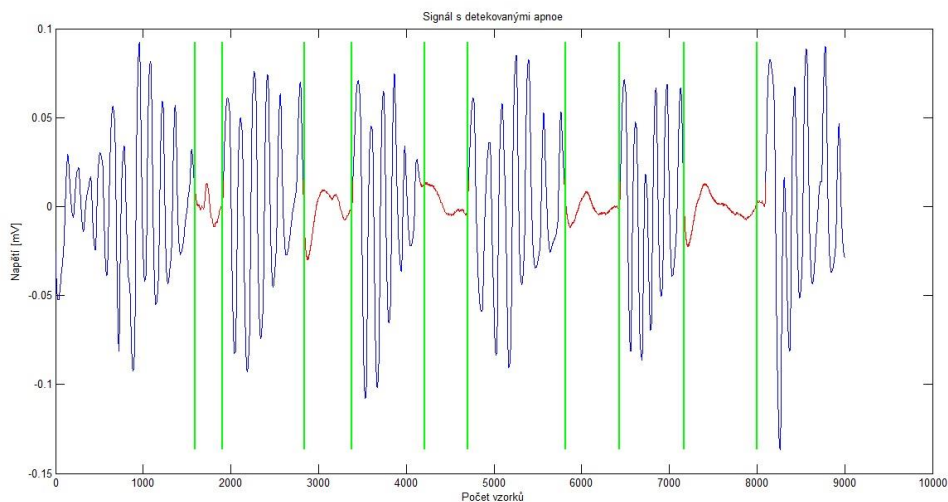
```

for i=1:length(x)-320 % okno o délce 10 sekund detekující apnoe
    if max(x(i:i+320)) < prah;
        plot(i:i+320,x(i:i+320), 'r');
    end
end

```

Výsledky detekce na reálných datech

Příklad detekce na reálném záznamu můžeme vidět na Obrázku 17.



Obrázek 17. Výsledky detekce apnoe v reálném záznamu Airflow

Jak můžeme vidět na Obrázku 17., detekce na zvolených reálných datech je do značné míry spolehlivá a úseky, ve kterých se vyskytuje spánková apnoe (vyznačeno referenčními body z excel soboru- zelené čáry, viz kapitola 4.3), jsou správně označeny červenou barvou. Práh detekce byl zvolen experimentálně na základě analýzy dat poskytnutých vedoucí práce a to z celkového počtu deseti signálů. Avšak nevýhoda této zvolené metody spočívá právě v prahu, který je pevný- byl zvolen pouze experimentálně a v průběhu detekce se nemění, což by u delších signálů s měnící se amplitudou v čase mohlo způsobit nepřesnou detekci a vykreslení. Tento problém však bude ošetřen v další části práce, kde bude detekce probíhat na více typech signálů, které budou různé délky a budou mít amplitudy, které se budou v čase více měnit.

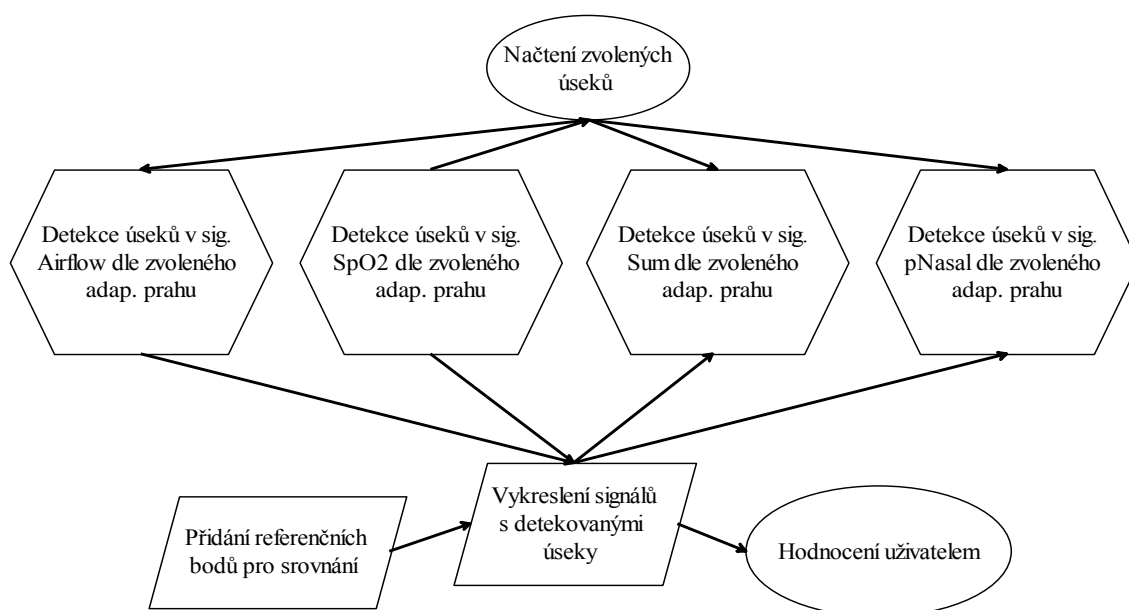
4.3 Detekce s adaptivním prahováním za použití několika různých typů signálů

Pro realizaci detekce spánkové apnoe za použití několika různých signálů z polysomnografického vyšetření byly po pečlivém uvážení zvoleny tyto signály:

- **Airflow** – snímán oronazálním termočlánkem – signál, který byl již použit pro detekci za použití pouze jednoho signálu; teplotně snímá proud vdechovaného a vydechovaného vzduchu,
- **SpO2** – saturace krve kyslíkem snímána senzorem (oxymetr),
- **Sum** – pomocí hrudního a břišního pásu snímá dýchací úsilí (princip indukční pletysmografie),
- **pNasal** – tlaková nazální kanyla- snímá tlak vdechovaného a vydechovaného vzduchu, tedy to, jak pacient dýchá, důležité pro scoring apneí a hypopneí.

Zvolené signály mají vzorkovací frekvenci 32 Hz (signál SpO2 měl původní vzorkovací frekvenci 16Hz, ale byl převzorkován (interpolován) pro snadnější klasifikaci a porovnání s ostatními signály; bylo odzkoušeno, že převzorkování nemá žádný vliv na výsledky detekce). Jelikož se jedná o záznamy z kompletní noční polysomnografie, signály mnohdy dosahují délek v řádu stovek tisíc vzorků (v některých případech dokonce počet vzorků přesáhl jeden milión). Proto bylo vybráno deset úseků signálů od náhodných pacientů (celkový počet pacientů a tedy i kompletních polysomnografických záznamů byl 53), které byly „vystřiženy“ z celého druhu signálu (hlavním důvodem byla výpočetní náročnost, ale i to, že některé úseky signálů byly poškozeny a nemohly být analyzovány) avšak vždy tak, aby spolu signály korespondovaly a šly snadno analyzovat a srovnávat. Na těchto deseti úsecích si otestujeme navržený detektor, porovnáme dosažené výsledky a zhodnotíme jeho úspěšnost, kterou ještě následně srovnáme s údaji dostupnými z literatury. Ke každému kompletnímu polysomnografickému záznamu byl taktéž přiložen excel soubor od nemocničního (lékařského) pracovníka se zaznačenými počátky a konci jednotlivých zaskórovaných eventů – tyto začátky a konce byly taktéž přidány k výsledkům vykreslení detekce a použijeme je jako referenční body (můžeme tedy jednoduše vizuálně porovnávat, jestli námi zaskórované eventy odpovídají zaskórování od odborného pracovníka a dostaneme tak úspěšnost naší detekce). Zaskórovány jsou však pouze eventy u signálu SpO2 a pNasal, proto si referenční body budeme vykreslovat pouze u těchto dvou signálů.

Zjednodušený návrh pro detekci za použití více druhů signálů můžeme vidět na Obrázku 18.



Obrázek 18. Zjednodušený vývojový diagram detekce s adaptivním prahováním za použití několika různých typů signálů

Samotný navržený algoritmus byl psán s cílem co největší univerzálnosti a efektivity kódu a funguje následujícím způsobem: podobně jako u detekce s konstantní prahovou hodnotou za použití jednoho typu signálu je signál projížděn „klouzavým oknem“ o délce deseti sekund, ve kterém hledáme pokles oproti adaptivnímu prahu (ten je počítán pomocí „klouavého okna“ o délce třiceti vteřin, ve kterém hledáme maximum; je zde také ošetřen případ, kdy by nalezené maximum bylo značně větší než několik předchozích maxim – toto maximum je sníženo na medián několika předcházejících maxim) o více než 25%. Když je splněna podmínka minimálního trvání deseti sekund a pokles o více než 25%, dochází k obarvení signálu na červenou pro vizuální znázornění.

Výše zmíněné fungování algoritmu platí pro signály Airflow, Sum a pNasal. Detekce u signálu SpO2 je založena na úplně stejném principu pouze s tím rozdílem, že „klouzavé okno“ pro detekci má délku pět sekund a „klouzavé okno“ pro výpočet maxima má délku patnáct sekund.

V algoritmu také nalezneme u každého druhu signálu zápis výsledků detekce do binárního vektoru o stejné délce jako je délka signálu, kde hodnota rovna jedné značí výskyt eventu (vykreslení červenou barvou do výsledného grafu) na dané pozici vzorku a hodnota rovna nule opak. Tyto vektory lze pak spolu přehledně porovnat (kdy vždy na dané pozici vzorku vidíme, u kterého signálu eventy nastaly či nikoliv). Na konci algoritmu je možno po odkomentování zobrazit výskyt jednotlivých eventů v čase v podobě grafu.

Detekce na reálných datech a diskuze výsledků

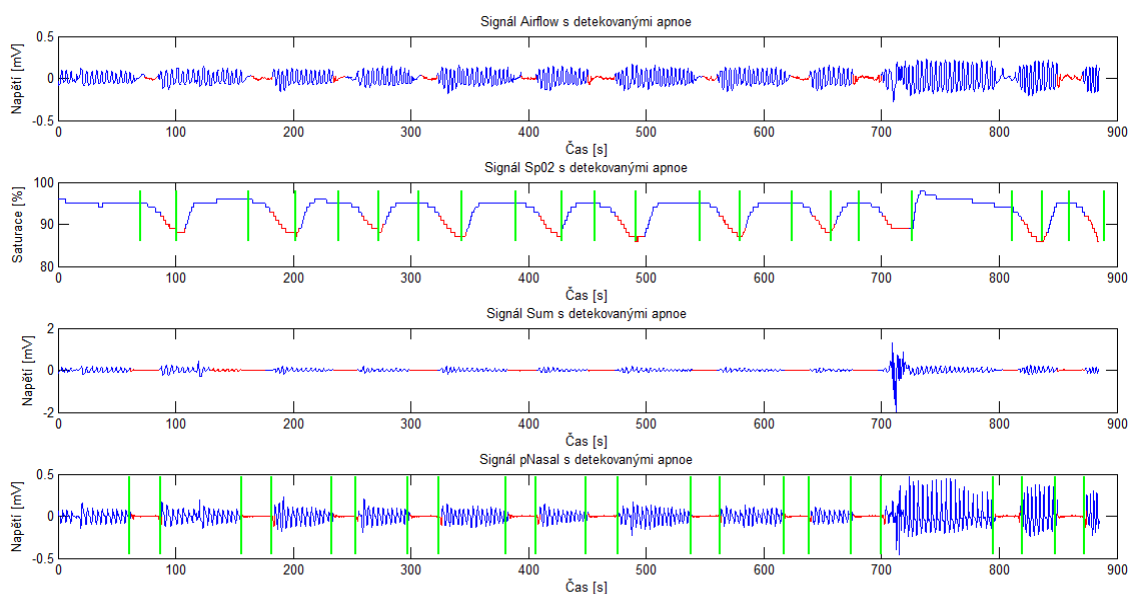
V této části práce se podíváme na výsledky detekce za použití několika různých signálů, které byly vybrány. Primárně se budeme dívat na signál pNasal, který je velmi citlivý na změny dýchání (například oproti signálu Airflow, který se však prakticky vždy nahrává zároveň se signálem pNasal, i když je méně citlivý, jak již bylo zmíněno a to z toho důvodu, když pacient dýchá ve spánku ústy, tak u signálu pNasal vidíme jen konstantní přímku, přestože pacient stále lehce dýchá). Signál Sum nám slouží ke sledování dýchacího úsilí a klasifikaci spánkové apnoe. Jak již bylo zmíněno dříve, signál SpO2 je oproti ostatním signálům zpožděn o přibližně 20 sekund, což můžeme hezky vidět na výsledcích naší detekce (tento jev vychází z fyziologie – saturace krve kyslíkem se většinou měří na periférii těla – když tedy přestaneme dýchat, nějakou dobu trvá, než se nenasyčen krev dostane do periférie, a proto je signál měřen se zpožděním). Pokles saturace (pokles signálu SpO2) však nemusí vůbec souviset s problémy s dýcháním, například s poklesem pNasal. To může být dáno jinými patologickými jevy (například problémy se srdeční funkcí), avšak doktory zajímá každý pokles saturace, proto se v záznamu označují všechny poklesy. U všech signálů si však můžeme všimnout, že začátky desaturací z referenčních bodů začínají vždy s určitým časovým

předstihem před detekcí desaturace z našeho algoritmu – je to dáno tím, že referenční body jsou nastaveny na maximální hodnotu, od které začíná saturace klesat, když to vytvořený algoritmus je nastaven tak, aby detekoval desaturaci až jako pokles o více jak 3% od bazální hodnoty, jak vyplívá z definice desaturace.

Nesmíme však ještě opomenout, že manuální skórování záznamů a hlavně klasifikace apnoí, která nás za chvíli čeká (i když s pomocí algoritmu, který nám automaticky detekuje úseky se spánkovou apnoe) je stále velmi subjektivní záležitost a ani zkušený odborník si nemůže být stoprocentně jistý svými závěry. Na toto nesmíme zapomenout a musíme na to stále myslet.

Při hodnocení úspěšnosti detekce budeme námi naměřené a zaskórované výsledky porovnávat s výsledky zaskórovanými v již jednou zmíněných excel souborech a budeme sledovat zvlášť detekci spánkové apnoe jako takové (bez další klasifikace) a zvlášť samotnou klasifikaci spánkové apnoe do jedné ze tří tříd. U této klasifikace si také budeme zaznamenávat úspěšnost oproti příslušnému excel soboru s výsledky (úspěšnost vs odborník). Po analýze všech skupin záznamů provedeme celkové zhodnocení úspěšnosti.

Na Obrázku 19. vidíme výsledky detekce pro skupinu signálů 1. Můžeme vidět, že námi nalezené úseky s poklesem pNasal (s detekcí apnoe) prakticky dokonale korespondují s úseky nalezenými odborným pracovníkem. Můžeme také vidět, že dochází k vymizení dýchacího úsilí (signál Sum) – mělo by se tedy jednat o apnoe centrální. Všem jedenácti nalezeným poklesům pNasal odpovídá jedenáct vymizení dýchacího úsilí – náš algoritmus tedy v této skupině našel 11 centrálních apnoe. Shrnutí hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 1 můžeme vidět v Tabulce 2.

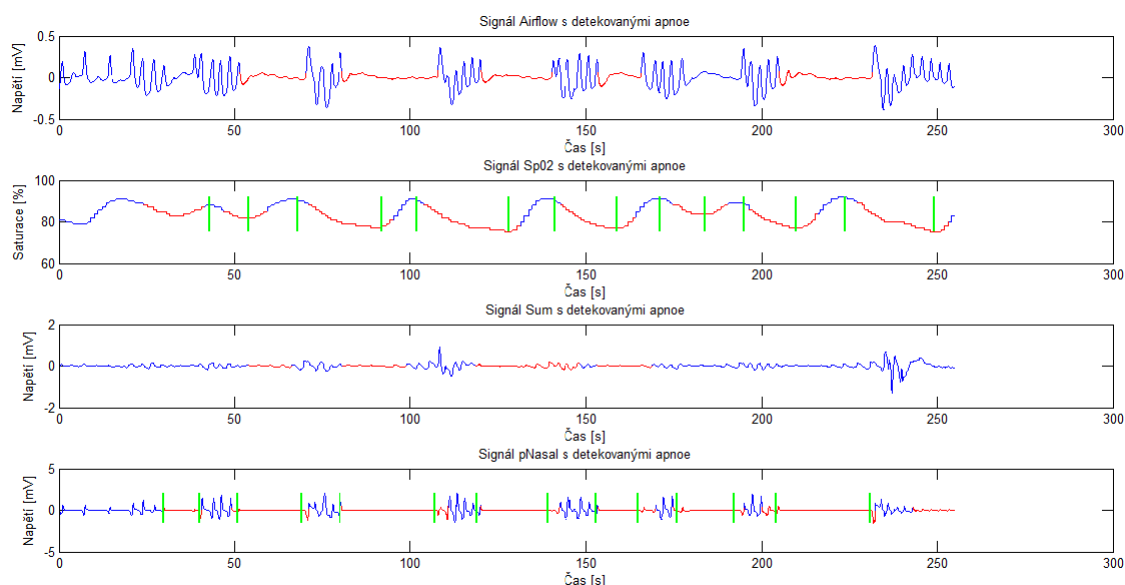


Obrázek 19. Výsledky detekce skupiny 1

Tabulka 2. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 1

	Nalezené apnoe		Klasifikace apnoí		
	Airflow	pNasal	Obstrukční	Centrální	Smíšená
Detektor	10	11		11	
Odborník		11		11	
Úspěšnost detektoru		100%		100%	

Na Obrázku 20. můžeme vidět, že celkový počet námi nalezených apnoí se shoduje se skutečností. Hned první detekovaná apnoe u signálu pNasal by měla být obstrukční, jelikož dle našeho algoritmu nedošlo k vymizení dýchacího úsilí. Jedná se však ve skutečnosti o apnoe smíšenou. U druhé detekované apnoe u tohoto signálu můžeme krásně vidět, že z počátku jsou dýchací pohyby zachované, ale po chvíli vymizí – apnoe tedy klasifikujeme jako smíšenou a doopravdy tomu tak je. Následujících pět apnoí je klasifikováno jako obstrukční, avšak algoritmus vyhodnotil jako obstrukční jen dvě a tři jako centrální. Poslední zabarvený úsek nehodnotíme, protože apnoe není zobrazena celá (kdyby tento případ nastal i dále, budeme opět postupovat stejně a nehodnotit). Shrnutí hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 2 můžeme vidět v Tabulce 3.

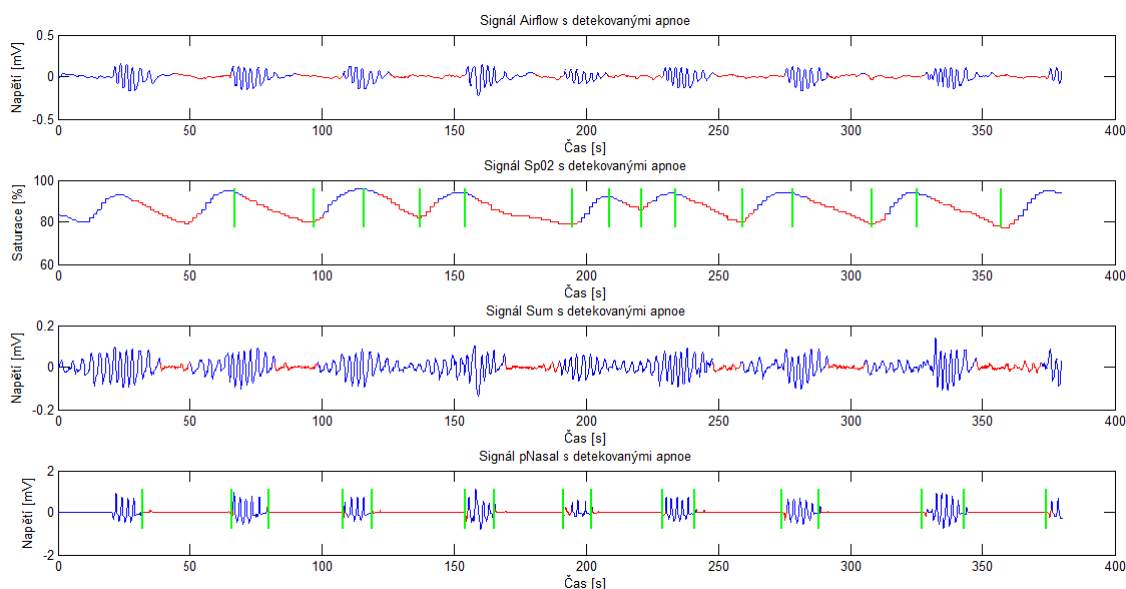


Obrázek 20. Výsledky detekce skupiny 2

Tabulka 3. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 2

	Nalezené apnoe		Klasifikace apnoí		
	Airflow	pNasal	Obstrukční	Centrální	Smíšená
Detektor	5	7	3	3	1
Odborník		7	5		2
Úspěšnost detektoru		100%	40%	100%	50%

Na Obrázku 21. můžeme u první detekované apnoe opět pěkně pozorovat, že se jedná o apnoe smíšenou (a smíšená to také je podle výsledku hodnocení odborníkem). Druhá apnoe není dle algoritmu zcela jasně rozlišitelná, avšak nakonec bych se přiklonil k apnoe smíšené (a opět je doopravdy smíšená). Třetí apnoe algoritmus vyhodnotil jako obstrukční, avšak jedná se opět o apnoe smíšenou – když se však podíváme na signál Sum, vidíme, že v průběhu apnoe nedojde k úplnému vymizení dýchacího úsilí, ale i přes to byla odborníkem klasifikována jako smíšená. Čtvrtá apnoe je správně vyhodnocena jako smíšená a pátá správně jako obstrukční. Šestá apnoe je opět dosti nejednoznačná – dle algoritmu bych se však nejspíše přiklonil k apnoe smíšené (ve skutečnosti však jde o apnoe obstrukční). Poslední dvě apnoe jsou správně vyhodnoceny jako smíšené. Shrnutí hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 3 můžeme vidět v Tabulce 4.

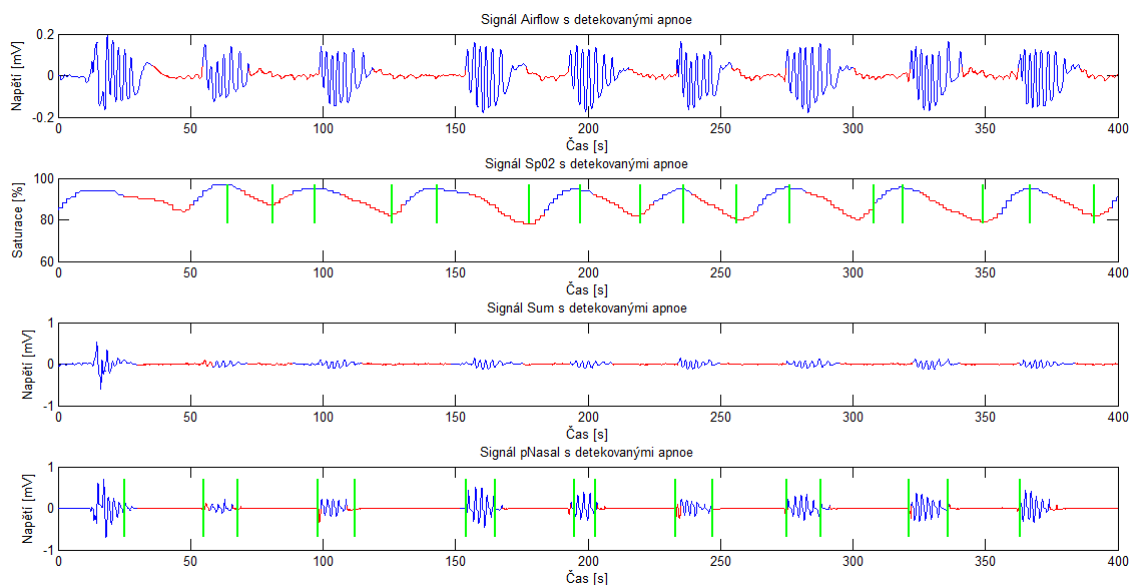


Obrázek 21. Výsledky detekce skupiny 3

Tabulka 4. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 3

	Nalezené apnoe		Klasifikace apnoí		
	Airflow	pNasal	Obstrukční	Centrální	Smíšená
Detektor	8	8	2		6
Odborník		8	2		6
Úspěšnost detektoru		100%	50%		84%

Na Obrázku 22. vidíme, že první apnoe je správně vyhodnocena jako centrální, avšak následujících sedm apnoí je chybně klasifikováno jako smíšené. Ve skutečnosti se jedná o apnoe obstrukční. Takto nízká úspěšnost může být způsobena nevhodně nastaveným prahem. Dalším možným faktorem, který se mohl podílet na takto špatné klasifikaci je vysoká amplituda signálu Sum kolem patnácté vteřiny, která mohla negativně ovlivnit práh. Shrnutí hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 4 můžeme vidět v Tabulce 5.

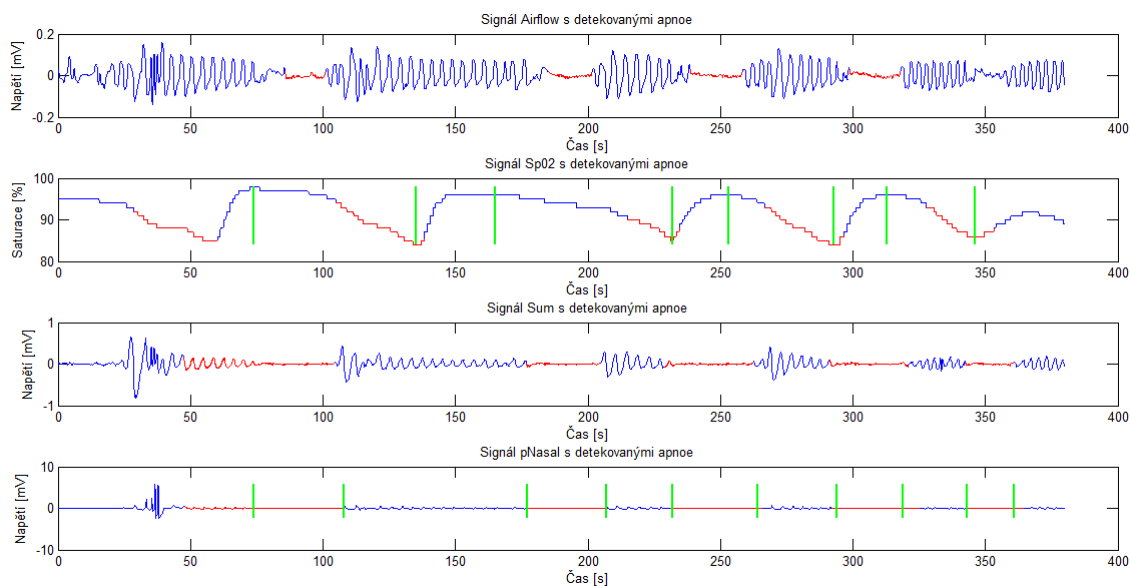


Obrázek 22. Výsledky detekce skupiny 4

Tabulka 5. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 4

	Nalezené apnoe		Klasifikace apnoí		
	Airflow	pNasal	Obstrukční	Centrální	Smíšená
Detektor	8	8		1	7
Odborník		8	7	1	
Úspěšnost detektoru		100%	0%	100%	

Na Obrázku 23. je ihned na první pohled patrné, že algoritmus vyhodnotil všechny přítomné apnoe jako centrální, což je taky správně. Můžeme si taky povšimnout velice rozdílného času začátku první apnoe oproti referenčnímu bodu/času. Jednou z možností tohoto rozdílného času začátku může být opět velká amplituda hned na začátku signálu. Shrnutí hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 5 můžeme vidět v Tabulce 6.

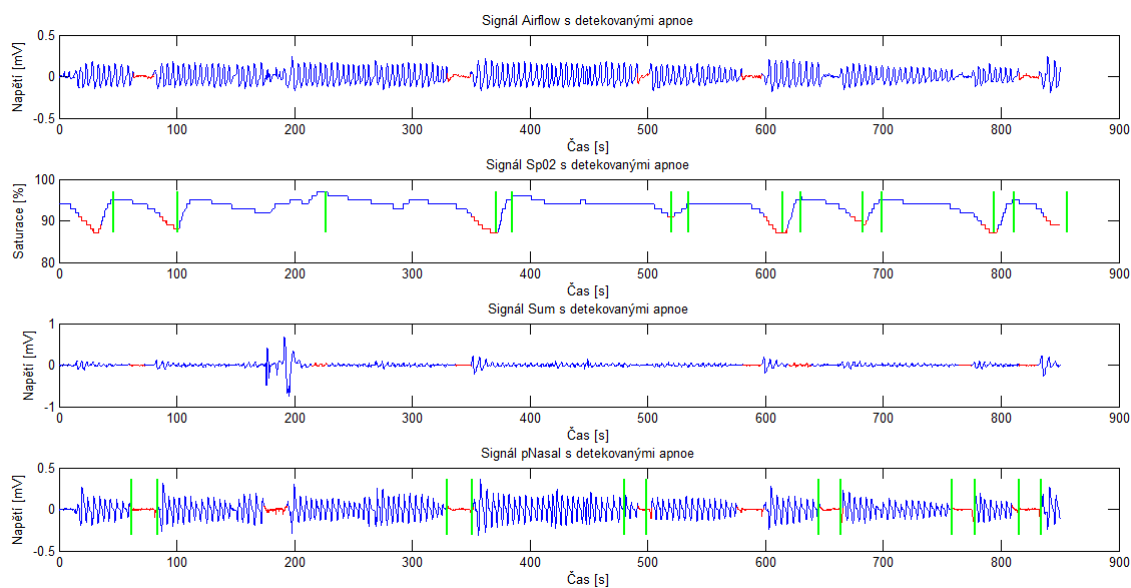


Obrázek 23. Výsledky detekce skupiny 5

Tabulka 6. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 5

	Nalezené apnoe		Klasifikace apnoí		
	Airflow	pNasal	Obstrukční	Centrální	Smíšená
Detektor	4	5		5	7
Odborník		5		5	
Úspěšnost detektoru		100%		100%	

Na Obrázku 24. si ihned na první pohled všimneme, že algoritmus vyhodnotil přítomnost osmi apneí oproti skutečnému počtu šesti apneí. Všechny apnoe jsou ve skutečnosti centrální, avšak algoritmus vyhodnotil jako centrální pouze první apnoe a ostatní vyhodnotil jako obstrukční (v počtu tři) a smíšené (v počtu čtyř). Shrnutí hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 6 můžeme vidět v Tabulce 7.

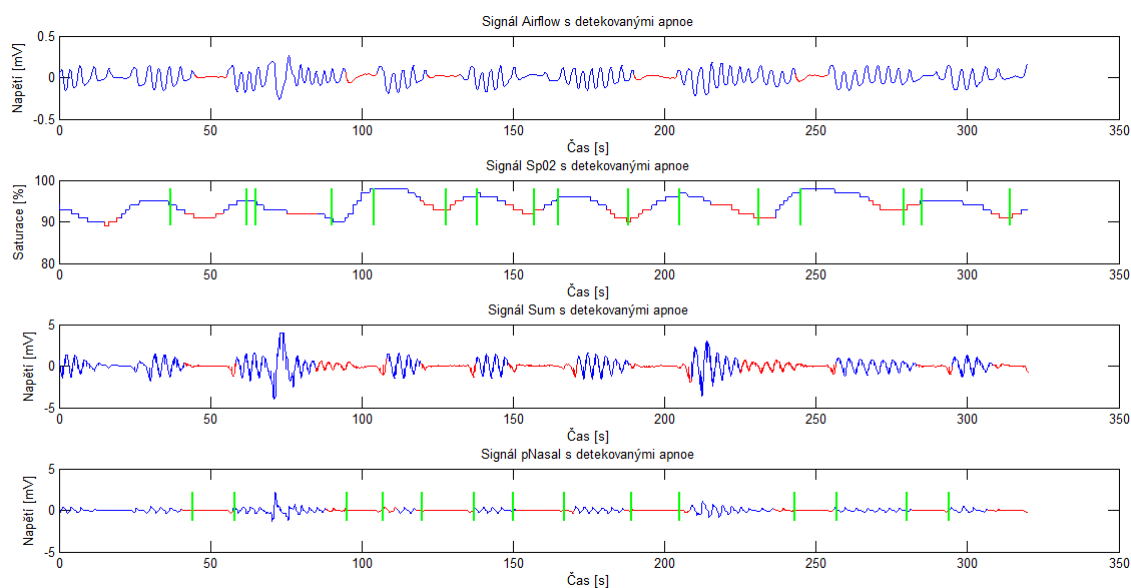


Obrázek 24. Výsledky detekce skupiny 6

Tabulka 7. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 6

	Nalezené apnoe		Klasifikace apnoí		
	Airflow	pNasal	Obstrukční	Centrální	Smíšená
Detektor	5	8	3	1	4
Odborník		6		6	
Úspěšnost detektoru		75%		17%	

Na Obrázku 25. je snadno viditelné, že všechny detekované apnoe spadají do kategorie centrálních (spadají tam správně, skutečně se jedná o centrální apnoe). Také nemůžeme přehlédnout, že ve dvou případech došlo k vymizení dýchacího úsilí (signál Sum) ještě před poklesem pNasal, což sice není teoreticky správně, ale v klasifikaci detekce apnoe nám to nijak neovlivní. Shrnutí hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 7 můžeme vidět v Tabulce 8.

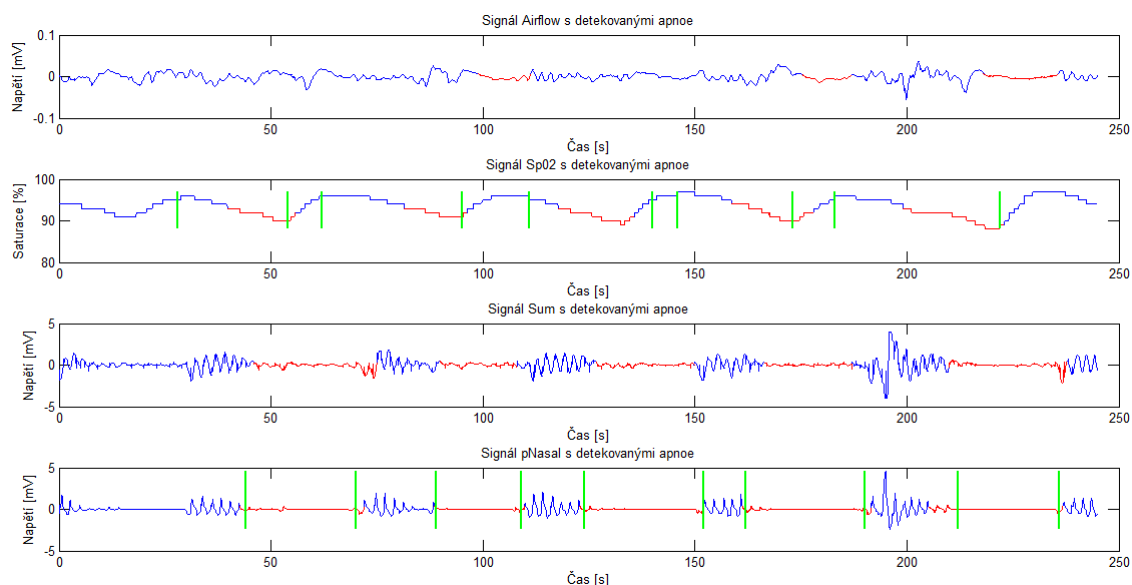


Obrázek 25. Výsledky detekce skupiny 7

Tabulka 8. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 7

	Nalezené apnoe		Klasifikace apnoí		
	Airflow	pNasal	Obstrukční	Centrální	Smíšená
Detektor	5	7		7	
Odborník		7		7	
Úspěšnost detektoru		100%		100%	

U skupiny 8 můžeme na Obrázku 26. vidět vyhodnocení první, třetí, čtvrté a páté apnoe jako smíšené (určitě by však bylo obhájitelné vyhodnocení první apnoe jako centrální). Ve skutečnosti jsou však první čtyři apnoe obstrukční a pátá je centrální. Shrnutí hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 8 můžeme vidět v Tabulce 9.



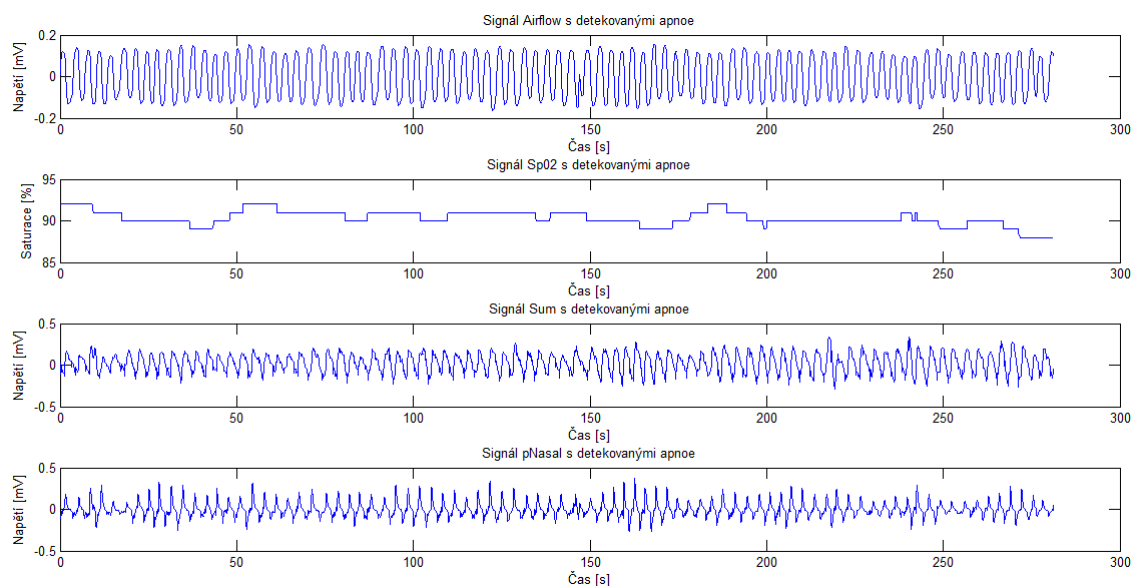
Obrázek 26. Výsledky detekce skupiny 8

Tabulka 9. Hodnocení úspěšnosti detekce apnoe u skupiny 8

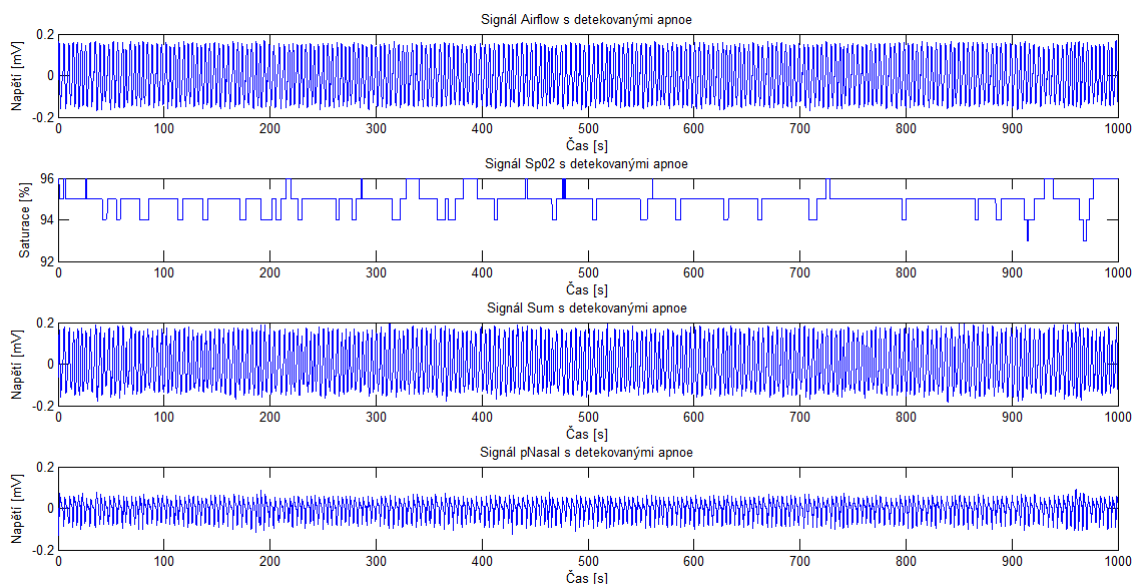
	Nalezené apnoe		Klasifikace apnoí		
	Airflow	pNasal	Obstrukční	Centrální	Smíšená
Detektor	3	5		1	4
Odborník		5	4	1	
Úspěšnost detektoru		100%	0%	100%	

Na Obrázku 27. a 28. vidíme skupiny 9 a 10, ve kterých nedošlo k výskytu apnoe a algoritmus se zachoval správně a nedetekoval žádný event ani spánkovou apnoe jako takovou.

Navržen byl také algoritmus, který pracuje na naproto stejném principu jako algoritmus zmíněný výše, jen s tím rozdílem, že k detekci dochází na skupinách signálů, které jsou v absolutní hodnotě – algoritmus však dosahuje prakticky stejných výsledků, není pro nás ničím přínosný, takže do práce nebyl zahrnut (v programové části je však přiložen pro zajímavost).



Obrázek 27. Výsledky detekce skupiny 9



Obrázek 28. Výsledky detekce skupiny 10

Celkové zhodnocení úspěšnosti a porovnání s údaji dostupnými z literatury

V Tabulce 10. můžeme vidět celkové hodnocení úspěšnosti detekce navrženého algoritmu. Úspěšnost detekce spánkové apnoe bez další klasifikace se pohybuje na velmi vysoké úrovni (96,875%) a můžeme bezpečně říci, že je značně spolehlivá. Avšak horších výsledků je dosahováno při úspěšnosti klasifikace spánkové apnoe. Nejhorších výsledků dosahuje klasifikace obstrukční spánkové apnoe (22,5%), což je s největší pravděpodobností zapříčiněno přílišnou citlivostí adaptivního prahu. Naopak klasifikace centrální spánkové apnoe dosahuje uspokojivých hodnot (88,14%). Někde na pomezí těchto dvou hodnot se pak nachází úspěšnost klasifikace smíšené spánkové

apnoe (67%). Lepší úspěšnosti by šlo dosáhnout přesnějším nastavením adaptivního prahu či jeho naprogramováním jinou metodou (postupem). Dalším vylepšením, které by mohlo zlepšit úspěšnost detekce, bude komplexní předzpracování signálu před samotnou analýzou či aplikace metod se schopností učení, které by upravovaly vstupní parametry, parametry adaptivního prahu či jiné důležité parametry pro analýzu.

Tabulka 10. Celková úspěšnost detekce

	Úspěšnost detekce apnoe bez další klasifikace	Úspěšnost klasifikace apnoí		
		Obstrukční	Centrální	Smíšená
Úspěšnost detekce [%]	96,875	22,5	88,14	67

Srovnání s ostatními metodami (údaje dostupné z literatury) pro detekci spánkové apnoe bez další klasifikace, jejichž úspěšnosti jsou:

- 96%, 88% a 97% [5],
- 88% [12],
- 80%, 83%, 86%, 90% [8],

Můžeme vidět, že oproti ostatním metodám dosahuje náš algoritmus velice pěkných výsledků a v úspěšnosti detekce předčí většinu algoritmů, se kterými byl srovnáván. Abychom však mohli číslům, kterých jsme dosáhli stoprocentně věřit, museli bychom náš algoritmus otestovat na mnohem větším počtu vzorků a hlavně na větším spektru dat, nejlépe z několika nezávislých polysomnografických pracovišť.

ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce byl podrobný popis syndromu spánkové apnoe, metod její detekce, metod pro analýzu polysomnografických dat a realizace jednoduchého postupu pro detekci apnoe za použití jenom jednoho typu signálu a otestování vybrané metody detekce na reálných datech. Dalším krokem byla realizace detekce spánkové apnoe za použití více druhů signálů, zhodnocení její úspěšnosti a porovnání dosažených výsledků s údaji dostupnými v použité literatuře.

V první části práce jsme se podrobně seznámili se syndromem spánkové apnoe, fyziologií spánku, samotnou spánkovou apnoe, jejím rozdělení, příznaky, rizikovými faktory a léčbou. Tato část práce nás uvedla do problematiky spánkové apnoe jako takové.

Další část práce se zabývala polysomnografickým vyšetřením, podrobným popisem jeho parametrů, metodami pro analýzu polysomnografických dat a metodami pro automatickou detekci spánkové apnoe z polysomnografických dat. Tato část práce nás teoreticky seznámila s parametry hodnocenými u polysomnografického vyšetření a připravila nás na skórování vybraných úseků signálů, které následuje u vyhodnocování výsledků námi navržených algoritmů v další části práce.

Předposlední část byla věnována realizaci postupu pro detekci spánkové apnoe při použití pouze jednoho druhu signálu a jeho otestování na reálných datech. U tohoto postupu byl použit pevný práh, který se počítá z vybraného úseku zvoleného signálu. Pevný práh však není ideální a na signálech s měnící se amplitudou v čase (či v delších záznamech) s největší pravděpodobností nebude fungovat správně.

V poslední části práce jsme se věnovali detekci s adaptivním prahováním za použití několika různých typů signálů. Byly vybrány signály Airflow, pNasal, SpO2 a Sum. Navržený algoritmus byl otestován na reálných datech – dosahoval úspěšnosti 96,875% při detekci spánkové apnoe bez její další klasifikace. Úspěšnost je v porovnání s ostatními metodami velice uspokojivá a algoritmus se osvědčil. Menší úspěšnosti však dosahoval při klasifikaci spánkové apnoe – pro zlepšení úspěšnosti by bylo vhodné použít technik, které byly popsány při zhodnocení úspěšnosti algoritmu na deseti vybraných skupinách úseků.

SEZNAM LITERATURY

- [1] Alberta Health Services. *Treating Obstructive Sleep Apnea* [online]. Alberta Health Services: ©2014. Poslední změna 12.1.2013. [cit. 2.1.2015]. Dostupné z: <http://www.albertahealthservices.ca/5092.asp>
- [2] BLANCO, José L. et al. Improving Automatic Detection of Obstructive Sleep Apnea Through Nonlinear Analysis of Sustained Speech. *Cognitive Computation*. US: Springer, 2013, 5, 458–472. ISSN 866-9956.
- [3] BRODSKY, B. E. a B. S. DARKHOVSKY. *Nonparametric Statistical Diagnosis: Problems and Methods*. US: Springer. 452 s. ISBN 978-0792363286.
- [4] ČVUT. *Kloubní vzorce v EMG obraze* [online]. ČVUT, ©2013. Poslední změna 18.5.2013. [cit. 21.5.2015]. Dostupné z: <http://cyber.felk.cvut.cz/research/theses/detail.phtml?id=361>
- [5] CABRERO-CANOSA, Mariano, Elena HERNANDEZ-PEREIRA a Vincente MORET-BONILLO. Intelligent Diagnosis of Sleep Apnea Syndrome. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2014, 4-4/2004, 72-81. ISSN 0739-5175.
- [6] DEVILLA, Joy. CPAP (or: Snorkeling While I Sleep). In: *Joydevilla.com* [online]. 9.4.2008. [cit. 2.1.2015]. Dostupné z: <http://www.joeydevilla.com/2008/04/09/cpap-or-snorkeling-while-i-sleep/>
- [7] Firstbeat. *FAQ for Lifestyle Assessment Service Providers* [online]. Firstbeat, ©2013. Poslední změna 10.6.2014. [cit. 21.5.2015]. Dostupné z: <http://www.firstbeat.com/support/lifestyle-assessment-for-service-providers/faq>
- [8] CHAZAL, P. de, R. REILLY, C. HENEGHAN. Automatic Sleep Apnoea Detection using Measures of Amplitude and Heart Rate Variability from the Electrocardiogram. In: *Proceedings of 16th International Conference on Pattern Recognition, ICPR 2002: August 11-15, 2002, Quebec, Canada: IEEE Computer Society, 2002. s. 775-778. ISBN 0-7695-1695-5.*
- [9] JONES, Simon. Polysomnography. The trick is to keep breathing: Wearables changed my life. In: *Wearabletech Watch* [online]. 5.6.2014. [cit. 2.1.2015]. Dostupné z: <http://wearabletechwatch.net/tag/polysomnography/>
- [10] KOLEY, Bijoy L. a Dey DEBANGSHU. Automatic detection of sleep apnea and hypopnea events from single channel measurement of respiration signal employing ensemble binary SVM classifiers. *Measurement*. London: Elsevier, 2013, 46, 2082-2092. ISSN 0263-2241.

- [11] Kocour.rps.cz. *Pozor na správné umístění hrudních elektrod* [online]. Kocour.rps.cz: ©2014. Poslední změna 4.10.2012. [cit. 5.1.2015]. Dostupné z: <http://www.kocour.rps.cz/cs/node/97>
- [12] NAKANO, H. et al. Automatic detection of sleep-disordered breathing from a single-channel airflow record. *European Respiratory Journal*. Lausanne: European Respiratory Society Journals, 2006, 29 (4), 728-736. ISSN 0903-1936.
- [13] NEVŠÍMALOVÁ Soňa a Karel ŠONKA et al. *Poruchy spánku a bdění*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, 2007. 345 s. ISBN 978-80-7262-500-0.
- [14] Projekt ESF CZ.1.07/2.2.00/15.0313. *Tvorba a ověření e-learningového prostředí pro integraci výuky preklinických a klinických předmětů na LZ a FZV UP Olomouc. Téma: Syndrom centrální spánkové apnoe (CSA)* [online]. UP Olomouc: ©2012. Poslední změna 27.3.2012. [cit. 2.1.2015]. Dostupné z: <http://pfyziolfup.upol.cz/castwiki2/?p=709>
- [15] Projekt ESF CZ.1.07/2.2.00/15.0313. *Tvorba a ověření e-learningového prostředí pro integraci výuky preklinických a klinických předmětů na LZ a FZV UP Olomouc. Téma: Syndrom obstrukční spánkové apnoe (OSA)* [online]. UP Olomouc: ©2012. Poslední změna 25.6.2012. [cit. 2.1.2015]. Dostupné z: <http://pfyziolfup.upol.cz/castwiki2/?p=665>
- [16] SOVOVÁ, Eliška. *100+1 otázek a odpovědí o krevním tlaku: syndrom obstrukční spánkové apnoe, jak správně měřit krevní tlak, nebezpečí hypertenze*. Praha: Grada, 2008. 88 s. ISBN 978-80-247-2281-8.
- [17] ŠONKA Karel. *Apnoe a další poruchy dýchání ve spánku*. Praha: Grada, 2004. 247 s. ISBN 80-247-0430-7.
- [18] TKÁČOVÁ, Růžena. *Spánkové apnoe a ochorenia kardiovaskulárneho systému*. Praha: Galén, 2006. 194 s. ISBN 80-7262-412-1.
- [19] Wikipedia. *Positive airway pressure* [online]. Wikipedia: ©2001. Poslední změna 29.12.2014. [cit. 5.1.2015]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Positive_airway_pressure
- [20] WikiSkripta [online]. Praha: MEFANET, 2008- [cit. 5.1.2015]. ISSN 1804-6517. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrokardiografie>
- [21] Zdravotyka Zdravotnické potřeby. *Kyslíkové brýle* [online]. Zdravotyka Zdravotní potřeby, ©2010. Poslední změna 25.8.2014. [cit. 5.1.2015]. Dostupné z: <http://www.zdravotyka.cz/eshop/oxygenator/kyslikove-bryle-1467.html>

SEZNAM ZKRATEK A SYMBOLŮ

A	aurikulární elektroda
A	absent – chybějící
AHI	index apnoe/hypopnoe
AI	apnoe index
BiPAP	dvoucestná podpurná ventilace
BMI	body mas index
C	centrální elektroda
CPAP	podpurná nasální přetlaková ventilace
CSA	centrální spánková apnoe
EEG	elektroencefalogram
EKG	elektrokardiografie
EMG	elektromyogram svalů brady
EOG	elektrookulogram
F	frontální elektroda
Hg	Torr
HI	hypopnoe index
HRV	heart rate variability, variabilita srdečního rytmu
Hz	Hertz
M	mastoidální elektrod
μV/mm	mikrovolt na milimetr
NN	normal-to-normal
NREM	non rapid eye movement
O	okcipitální elektroda
ODI	oxygen desaturation index, index poklesů saturace
OSA	obstrukční spánková apnoe
P	parietální elektroda
P	present – současný
PLM a PLMS	periodic limb movements in sleep, periodické pohyby končetinami ve spánku
PLMAI	počet probuzení souvisejících s periodickými pohyby končetin za jednu hodinu
PLMI	index PLMI
PSG	polysomnografie
RDI	respiratory disturbances index, index respiračních událostí
REM	rapid eye movement
REM SL REM	sleep latency, latence REM spánku

s	sekunda
SEM	slow eye movement, pomalý pohyb očí
SOL	sleep onset latency, latence usnutí
SPT	sleep period time, trvání celé periody spánku započtenou bdělostí v průběhu spánku
SVM	support vector machine, metoda strojového učení
T	temporální elektroda
TIB	time in bed, doba na lůžku
TST	total sleep time, celkové trvání spánku
ÚBMI	Ústav biomedicínského inženýrství
VUT v Brně	Vysoké učení technické v Brně
WASO	wake time after sleep onset, trvání bdělosti během spánku